

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Faculdade de Odontologia

Gustavo Assis de Paula

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONEXÃO DOS IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS E DO TIPO DE PRÓTESE (DENTO-
IMPLANTO-SUPORTADA E IMPLANTO-SUPORTADA) NA
DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES: ANÁLISE PELO MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS**

Belo Horizonte – MG

2013

Gustavo Assis de Paula

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONEXÃO DOS IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS E DO TIPO DE PRÓTESE (DENTO-
IMPLANTO-SUPPORTADA E IMPLANTO-SUPPORTADA NA
DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES: ANÁLISE PELO MÉTODO
DOS ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao programa de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do Título de Doutor em Odontologia, Área de Concentração em Clínica Odontológica.

Orientador(a): Prof. Dr. Allyson Nogueira Moreira

Coorientador(a): Prof.^a Dra. Tulimar Pereira Machado Cornacchia

Belo Horizonte – MG

2013

Ficha Catalográfica

P324i Paula, Gustavo Assis de.
2013 Influência do tipo de conexão dos implantes
T osseointegrados e do tipo de prótese (dento-implanto-
suportada e implanto-suportada) na distribuição das tensões:
análise pelo método dos elementos finitos / Gustavo Assis de
Paula. -- 2013.

180 f. : il.

Orientador: Allyson Nogueira Moreira.

Coorientadora: Tulimar Pereira Machado Cornacchia.

Tese (Doutorado) -- Universidade Federal de Minas
Gerais, Faculdade de Odontologia.

1. Próteses e implantes. 2. Implantação dentária. 3.
Resistência á tração. 4. Análise de elementos finitos . I.
Moreira, Allyson Nogueira. II. Cornacchia, Tulimar Pereira
Machado. III. Universidade Federal de Minas Gerais.
Faculdade de Odontologia. IV. Título.

BLACK - D047

Elaborada por: Miriam Cândida de Jesus - CRB: 6/2727.

Biblioteca Faculdade de Odontologia - FAO UFMG



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA



FOLHA DE APROVAÇÃO

INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONEXÃO DOS IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS E DO TIPO DE PRÓTESE (DENTO-IMPLANTO-SUPOORTADA E IMPLANTO-SUPOORTADA) NAS TENSÕES: ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS


GUSTAVO ASSIS DE PAULA

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA, como requisito para obtenção do grau de Doutor em ODONTOLOGIA, área de concentração CLÍNICA ODONTOLÓGICA.

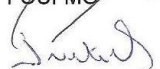
Aprovada em 20 de agosto de 2013, pela banca constituída pelos membros:


Prof(a). Allyson Nogueira Moreira - Orientador
FOUFGM


Prof(a). Rodrigo de Castro Albuquerque
FOUFGM


Prof(a). Jânes Landre Júnior
PUC-MG


Prof(a). José Augusto César Discacciati
FOUFGM


Prof(a). Ivete Aparecida de Mattias Sartori
ILAPEO - CURITIBA


Prof(a). Tulimar Pereira Machado Cornacchia
FOUFGM

Belo Horizonte, 20 de agosto de 2013.

Deus,

"Tudo posso naquele que me fortalece" (Filipenses 4:13).

"O que temer? Nada. A quem temer? Ninguém. Por que? Porque aqueles que se unem a Deus obtêm três grandes privilégios: onipotência sem poder; embriaguez, sem vinho e vida sem morte" (Francisco de Assis)

Obrigado por me guardar e me oferecer tudo que tenho e venho construindo. Só lhe tenho a agradecer.

À minha Mãe Marília,

Você é exemplo de garra, força e fé. Trilhou um caminho árduo e venceu com coragem. Me ensinou que com estes valores e outros tantos como: a honestidade, caráter, dignidade, amor e respeito, podemos chegar ao Céu. Muito obrigado por ter feito de mim e seus filhos pessoas melhores num mundo em desconstrução. Mãe, você, cada dia, me orgulha mais e darei o melhor de mim para se orgulhar também e por viver comigo toda essa vida. Estas palavras são pequenas para descrever o quanto lhe amo e admiro.

Ao meu Pai Maurício (*In Memoriam*),

Quantas saudades eu sinto de você! Sei que onde estiver deve estar orgulhoso por mais um capítulo da minha vida. Obrigado por tudo que vivi e aprendi com o senhor. A vida me pregou uma peça levando-lhe muito cedo. Gostaria que estivesse vivendo tudo comigo e me dando coragem para enfrentar os desafios da vida. Mas sei, também, que está num lugar melhor olhando por nós. Nunca lhe esqueci. Em nenhum momento. Entre as alegrias e tristezas que vivi. Você me ensinou muita coisa, valores fortes, e foi um exemplo de pai. Foi tão assim, que hoje me sinto seguro em ser pai, como serei de sua netinha Gabriela. Amo-lhe muito.

À minha esposa Maria Emília,

Você é um presente que Deus me reservou. Uma mulher linda, companheira, dedicada, cuidadosa, amorosa e de valores admiráveis. Com você me torno uma pessoa melhor que compreendo que o amor, o carinho, o respeito e a admiração são tudo para construirmos uma vida juntos, uma nova família. Você é capaz de me ensinar com os gestos, olhares, um sorriso e mesmo um abraço. Este capítulo da minha vida partilho inteiramente com você. Esteve e continua a estar ao meu lado em cada momento, cada alegria e cada tristeza. Muitas vezes abriu mão de seus compromissos em função dos meus. Estudou,

curvou e aprendeu só para me fazer aprender. Obrigado por estar junto de mim e me dando o nosso bem mais precioso: Gabriela. As palavras aqui são poucas para lhe descrever, mas digo-lhe que a amo muito e que você é muito importante pra mim.

À minha filha Gabriela,

Você nem chegou e já mudou minha vida. Inundou meu coração de amor! Filha, um dia você vai ler isto e espero que tenha muito orgulho. Tudo que faço e penso é em você. Quero lhe dar os valores que meus pais me passaram, junto com sua mãe, torná-la uma pessoa pronta pra vida e uma família estruturada. Agradeço a Deus por lhe enviar a nós. Ainda não nos conhecemos, mas neste momento você me dá muita força para vencer os obstáculos. Venha com Deus! Esperamos-lhe com muito amor!

Aos meus irmãos Alexandre e Renata,

Amo muito vocês. Deus não podia me dar irmãos melhores. Admiro-os como pessoas e também me inspiro em vocês, na particularidade de cada um.

"Que a gente possa ser mais irmão, mais amigo, mais filho e mais pai ou mãe, mais humano, mais simples, mais desejoso de ser e fazer feliz."

Lya Luft

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Dr. Allyson Nogueira Moreira,

Agradeço a oportunidade de tê-lo como Orientador. A sua integridade e seu profissionalismo me trouxe grande crescimento profissional e pessoal. Obrigado por ter me proporcionado uma rotina de trabalho e convivência mais prazerosa. Você me trouxe grandes ensinamentos que levarei junto à minha carreira docente. Obrigado por acreditar em mim e no meu trabalho.

À Professora Dra. Tulimar Pereira Machado Cornacchia,

Você é um exemplo de pessoa e profissional. A sua contribuição foi fundamental para a realização e desenvolvimento deste trabalho. Admiro seu trabalho e competência. Obrigado por toda ajuda, conselhos e ensinamentos. Obrigado por acreditar em mim.

Aos Professores Cláudia Silami de Magalhães, Estevam Barbosa de Las Casas e Carlos Alberto Cimini Jr. e ao Grupo de Biomecânica da Escola de Engenharia da UFMG

Através de vocês, aumentei meus conhecimentos no campo intelectual e pessoal. Vocês me mostraram que a docência vale a pena e a arte de ensinar e aprender são ferramentas valiosas de um professor.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Minas Gerais,

Agradeço-a por ter me dado a formação profissional e humana. Por sua dedicação e seriedade, me incentivou, enquanto instituição de ensino superior, a alcançar mais uma etapa em minha carreira. E hoje, tenho grande orgulho de ter participado, como aluno de graduação e agora aluno de doutorado nesta instituição..

Ao laboratório de Ensaio Mecânicos do CDTN/CNEM e seu Corpo de Profissionais; Ao laboratório de Ensaio Mecânicos do Escola de Engenharia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais e seu Corpo de Profissionais (Prof. Dr. Pedro Américo e Osvaldo Abadia)

Por sua ajuda, pude desenvolver parte da metodologia empregada neste estudo.
Muito Obrigado e meus sinceros reconhecimentos.

À empresa Neodent (Curitiba, Brasil)

Pela gentileza em ceder todos os implantes e componentes protéticos utilizados neste estudo, incentivando a melhoria das pesquisas científicas e contribuir com a formação de novos pesquisadores e profissionais.

*"Há homens que lutam um dia e são bons.
Há outros que lutam um ano e são melhores.
Há os que lutam muitos anos e são muito bons. Porém, há os que lutam toda a vida.
Esses são os imprescindíveis."*

Bertold Brecht

"O seu tempo é limitado, então não o gaste vivendo a vida de um outro alguém. Não fique preso pelos dogmas, que é viver com os resultados da vida de outras pessoas. Não deixe que o barulho da opinião dos outros cale a sua própria voz interior. E o mais importante: tenha coragem de seguir o seu próprio coração e a sua intuição. Eles de alguma maneira já sabem o que você realmente quer se tornar. Todo o resto é secundário".

Steve Jobs

RESUMO

Os implantes osseointegrados podem ser utilizados como suporte independente em próteses unitárias ou múltiplas. Devido às limitações anatômicas ou falhas na osseointegração, eles podem ser adicionados a dentes naturais na mesma prótese. Por meio do método dos elementos finitos, foram comparadas as tensões no osso alveolar, osso peri-implantar, ligamento periodontal, implantes, dentina, intermediários, parafusos, infraestrutura e porcelana de cobertura de próteses dento-implanto-suportadas (PDIS) e implanto-suportadas (PIS). Quatro modelos foram construídos: duas próteses fixas PDIS IXetalocerâmica de 3 elementos (grupos testes) e duas próteses fixas PIS IXetalocerâmica de 3 elementos (grupos controles) em mandíbula na região do 2º pré-molar e 2º molar, variando o tipo de implante – hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI). Cargas verticais e oblíquas de 100 N foram aplicadas nos modelos. Todos os materiais foram considerados lineares-elásticos e isotrópicos. Tensões de von Mises foram obtidas nos implantes, parafusos, intermediários e infraestrutura, enquanto para as demais estruturas foram analisadas as tensões principais máximas (σ_1) e mínimas (σ_3). Os resultados mostraram um padrão semelhante na distribuição das tensões entre os grupos testes e os respectivos grupos controles. Quando comparado somente os grupos testes para o osso alveolar, ligamento periodontal e a dentina, os picos de tensão tiveram uma variação mínima entre as próteses com implantes HE e com HI de 1%, 1% e 7% para σ_1 , respectivamente. Para σ_3 , a variação dos picos de tensão foi de 0% e 3%, respectivamente. Os resultados quando se comparou as tensões nos quatro modelos, sob carga axial, foram: a porcelana de cobertura obteve picos de tensão maiores na PDIS com implante HI e menores para PIS com implantes HI, considerando somente σ_1 ; a infraestrutura obteve picos de tensão maiores na PDIS com implante HE (32%) e menores nas PIS com implantes HI (4%); os parafusos dos modelos das PDIS E PIS com implantes HI tiveram picos de tensão de 86% e 83% menores, respectivamente, quando comparados às próteses com implantes HE; as maiores tensões nos intermediários ocorreram no modelo PDIS com implante HI (21%), mas nos outros três modelos essa diferença nos picos das tensões não foram relevantes. Para o osso peri-implantar, na região do molar, sob carga axial, os modelos de PDIS e PIS com implantes HI tiveram menores valores dos picos das

tensões de 13% e 19%, respectivamente, do que nos modelos de próteses com implantes HE, para σ_1 . Para σ_3 , houve uma variação inversa, com picos de tensões maiores nos modelos das PDIS e PIS com implantes HI (28% e 33%, respectivamente). Na região do pré-molar, o modelo de PIS com implantes HI teve os maiores valores de tensões σ_1 e σ_3 (29% e 56%, respectivamente) em relação às próteses com implantes HE. Os implantes dos modelos das PDIS e PIS com implantes HI obtiveram os menores valores de tensão quando comparados aos modelos das próteses com implantes HE com variação de 30 a 55%. Em todas as estruturas analisadas, exceto na infraestrutura e na porcelana, observou-se o efeito deletério das cargas oblíquas apresentando valores dos picos de tensão muito maiores que os da carga axial. Concluiu-se, portanto, que de forma geral, os modelos das próteses com implantes HI apresentaram os melhores resultados e aquelas com implantes HE o maior risco às falhas.

Palavras-chave: união dente-implante; implantes hexágonos externos; hexágono interno; edentulismo parcial; elementos finitos.

ABSTRACT

Dental implants may be used to independent support in single or multiple prosthesis. Due to anatomic limitations or failures in osseointegration, it can be added to natural teeth in the same prosthesis. By FEA, stress was compared in bone surrounding of tooth and implant, periodontal ligament, implants, dentin, abutments, screws, framework and porcelain of tooth-implant supported prosthesis (TISP) and implant supported prosthesis (ISP). Four models were made: two TISP's models, alloy-ceramic of three elements (test groups) and two PIS's models, alloy-ceramic of three elements (control groups) in jaw's posterior segment, in 2nd premolar and 2nd molar region, varying the type of implant - external hex (EH) and internal hex (IH). Oblique and vertical loads of 100 N were applied in the models. All materials were considered isotropic and linear-elastic. Von Mises stress were obtained in implants, screws, abutments and framework, while in the other structures analyzed, the maximum principal stress (σ_1) and minimum (σ_3). The results showed a similar pattern of stress distribution between the test groups and respective control groups. When only the test groups were compared to the alveolar bone, periodontal ligament and dentin, the stress peaks had minimal variation between prosthesis with EH and IH implant of 1%, 1% and 7% for σ_1 , respectively. For σ_3 , the variation of stress peaks was 0% and 3% respectively. The results in four models were: porcelain coverage obtained stress peaks higher in TISP- IH implant and lower for ISP- IH implant, considering only σ_1 ; stress peaks in framework were higher in TISP-EH implant (32%) and lowest in PIS-IH implants (4%); the screws of TISP and ISP models with implants IH had stress peaks 86% and 83% lower, respectively, compared to prosthesis-implant EH; high stress peaks values in abutments occurred in TISP-implant IH (21%), but in other three models this difference in stress peaks values weren't relevant. For bone surrounding implants, in molar region, under axial loads, the prosthesis TISP and ISP with IH implants had lower stress peaks values (13% and 19%, respectively) for σ_1 , despite of prosthesis models with EH implants. For σ_3 , there was a reverse change-over of stress peaks higher TISP-IH implants and ISP-IH implants (28% and 33% respectively). In premolar region, the model ISP-IH implant had higher stress values to σ_1 and σ_3 (29% and 56%, respectively), compared to prosthesis with EH implants. For Implants, TISP and ISP with IH implants obtained lowest stress values compared

to prosthesis with EH implants: 30 to 55% range. In all structures analyzed, except in framework and porcelain, observed oblique loads deleterious effect, with stress values higher than axial load. It was concluded, therefore, that in general, the TISP and ISP with IH implants exhibit better results, and that prosthesis with EH implants presented increased risk for failure.

Keywords: tooth-implant connection; internal hex implants; external hex implants; edentulism partial; finite elements analysis.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ATM - Articulação Têmporo-Mandibular

% - Porcentagem

mm- Unidade de comprimento (milímetros)

cm – Unidade de comprimento (centímetros)

HE - Hexágono externo

HI - Hexágono interno

µm – Unidade de comprimento (micrometro)

N – Unidade de pressão –carga aplicada (Newton)

MPa - Força/Área - Mega Paschoal

F – Unidade de Força

M - Momento de reação

P – Probabilidade

≤ - Menor-Igual

PDIS – Prótese dento-implanto-suportada

PIS – Prótese implanto-suportada

mm² – Unidade de área (milímetro quadrado)

2D – Bidimensional

3D – Tridimensional

MEF – Método de elementos finitos

UFMG - Universidade Federal de Minas Gerais

COEP – Comitê de Ética e Pesquisa

°C – Unidade de temperatura (Graus Celsius)

n. – Número

Ni-Cr – Liga metálica de Níquel-Cromo

KpV – Quilovoltagem

mA – Unidade de corrente elétrica (miliamperagem)

rpm – Unidade de freqüência (rotações por minuto)

TC - Tomografia Computadorizada

σ_1 - Tensões máximas principais (Tração)

σ_3 - Tensões mínimas principais (Compressão)

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

FIGURA 1 - Tomografia com segmentação automática insatisfatória (B), não sendo possível marcar corretamente as estruturas.

FIGURA 2 - Modelo tridimensional da tomografia com osso e dentes.

FIGURA 3 - Parametrização do osso mandibular. A: modelo não paramétrico com 870 mil faces, B: modelo paramétrico com 456 faces, C: sobreposição dos modelos para mostrar a mínima distorção e D: modelos sobrepostos com plotagem de arestas para visualizar a relação de faces entre os modelos.

FIGURA 4 - Implantes e componentes protéticos utilizados.

FIGURA 5 - Microscópio digital (A), lupa de aumento (B) e paquímetro digital (C).

FIGURA 6 - Imagens do microscópio digital com algumas mensurações realizadas.

FIGURA 7 - Vistas dos implantes e componentes protéticos. Conexão com hexágono externo (A) e interno (B).

FIGURA 8 - Vista em corte de diferentes elementos. A: hexágono externo no elemento 37, B: hexágono interno no 35 e C: dente no 35. As arestas foram plotadas para facilitar a visualização.

FIGURA 9 - Vista das estruturas antagonistas. Axial com plotagem semitransparente para visualização dos contatos (A) e oblíqua (B).

FIGURA 10 - Vista de elementos unitários (A) e barra de união padronizada para uni-los (B).

FIGURA 11 - Diferentes vistas dos modelos da pesquisa. A cerâmica foi plotada como semitransparente em algumas vistas para possibilitar a visualização da infraestrutura.

FIGURA 12 - Contatos não lineares na simulação. R = “rough”, F = “frictional” e L = “frictionless”.

FIGURA 13 - Vetores de força (setas vermelhas) nas cargas axial (A) e oblíqua (B). A área azul se refere a aplicação de suporte sem fricção.

FIGURA 14 - Vista de malhas de diferentes modelos. Pode-se observar a maior densidade da malha nas regiões de interesse.

FIGURA 15 - Plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga axial.

FIGURA 16 - Plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas

FIGURA 17 - Plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 18 - Plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 19 - Plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 20 - Plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 21 - Plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 22 - Plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 23 - Plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 24 - Plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 25 - Plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 26 - Plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso perimplantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 27 - Plotagem das tensões máximas principais na dentina, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 28 - Plotagem das tensões máximas principais na dentina, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 29 - Plotagem dos vetores de tensão na dentina e prováveis linhas de fratura, para modelos submetidos à carga axial.

FIGURA 30 - Plotagem dos vetores de tensão na dentina e prováveis linhas de fratura, para modelos submetidos à carga oblíqua.

FIGURA 31 - Plotagem das tensões máximas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 32 - Plotagem das tensões mínimas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 33 - Plotagem das tensões máximas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 34 - Plotagem das tensões mínimas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 35 - Plotagem das tensões máximas principais na porcelana, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 36 - Plotagem das tensões máximas principais na porcelana, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 37 - Plotagem da infra-estrutura pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 38 - Plotagem da infra-estrutura pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 39 - Plotagem do implante 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 40 - Plotagem do implante 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 41 - Plotagem do implante 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 42 - Plotagem do implante 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 43 - Plotagem do intermediário 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 44 - Plotagem do intermediário 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 45 - Plotagem do intermediário 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 46 - Plotagem do intermediário 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 47 - Plotagem do parafuso 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 48 - Plotagem do parafuso 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 49 - Plotagem do parafuso 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

FIGURA 50 - Plotagem do parafuso 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

QUADROS

QUADRO 1 - Área de inserção óssea cortical e medular nos diferentes modelos e tipos de implantes.

GRÁFICOS

GRÁFICO 1 - Comparação das tensões no osso peri-implantar da região do 2º pré-molar entre os grupos controles, sob carga axial e oblíqua.

GRÁFICO 2 - Comparação das tensões no osso peri-implantar da região do 2º molar entre os todos os Modelos sob carga axial e oblíqua.

GRÁFICO 3 - A- Comparação das tensões nos implantes entre o grupo teste e seu controle com implantes HE; B- Comparação das tensões nos implantes entre o grupo teste e seu controle com implantes HI; C- Comparação das tensões nos implantes entre os grupos controles; D- Comparação das tensões nos implantes entre os grupos testes.

GRÁFICO 4 - A- Comparação das tensões nos intermediários entre o grupo teste e seu controle com implantes HE; B- Comparação das tensões nos intermediários entre o grupo teste e seu controle com implantes HI; C- Comparação das tensões nos intermediários entre os grupos controles; D- Comparação das tensões nos intermediários entre os grupos testes.

GRÁFICO 5 - A- Comparação das tensões nos parafusos entre o grupo teste e seu controle com implantes HE; B- Comparação das tensões nos parafusos entre o grupo teste e seu controle com implantes HI; C- Comparação das tensões nos parafusos entre os grupos controles; D- Comparação das tensões nos parafusos entre os grupos testes.

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Propriedades mecânicas dos materiais

TABELA 2 - Número de nós e elementos em cada modelo

TABELA 3 - Valores de picos dos resultados no osso alveolar pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

TABELA 4 - Valores de picos dos resultados no osso alveolar pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

TABELA 5 - Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 35 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 6 - Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 37 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 7 - Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 35 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 8 - Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 37 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 9 - Valores de picos dos resultados da dentina pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

TABELA 10 - Valores de picos dos resultados da dentina pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

TABELA 11- Valores de picos dos resultados no ligamento periodontal pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

TABELA 12 - Valores de picos dos resultados no ligamento periodontal pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

TABELA 13 - Valores de picos dos resultados da porcelana pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 14 - Valores de picos dos resultados da porcelana pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 15 - Valores de picos dos resultados da infra-estrutura pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 16 - Valores de picos dos resultados da infraestrutura pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 17 - Valores de picos dos resultados nos implantes dentários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 18 - Valores de picos dos resultados nos implantes dentários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Tabela 19 - Valores de picos dos resultados nos intermediários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 20 - Valores de picos dos resultados nos intermediários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 21 - Valores de picos dos resultados nos parafusos pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

TABELA 22 - Valores de picos dos resultados nos parafusos pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

SUMÁRIO

1 Introdução	25
2 Revisão de literatura	29
2.1 Princípios biomecânicos dos dentes e implantes	29
2.2 Princípios biomecânicos das próteses dento-implanto-suportadas	33
2.2.1 Estudos clínicos e de revisão	33
2.2.2 Estudos experimentais	45
2.3 Implantes Hexágono externo, Hexágono interno e Plataforma <i>Switching</i>	52
3 Objetivos	61
3.1 Objetivo geral	61
3.2 Objetivos específicos	61
4 Materiais e Métodos	62
4.1 Método dos Elementos Finitos – Modelos 3D	62
4.1.1 Reconstrução virtual de tomografia computadorizada (TC)	62
4.1.2 Variáveis	73
4.1.3 Simulação	76
4.1.4 Forma de análise dos resultados	80
5 Resultados	82
6 Discussão	134
7 Conclusão	148
Referências	149

1 INTRODUÇÃO

Várias mudanças têm sido feitas em reabilitação oral desde a introdução dos implantes. O conceito inicial, introduzido pelo professor Per-Ingvar Brånemark e seus associados, recomenda a colocação de seis implantes em região anterior de mandibular e confecção de prótese fixa híbrida feita de uma infraestrutura metálica, dentes artificiais e resina acrílica termo-polimerizável (Michalakis; Calvani; Hirayama, 2012).

Desde então, pesquisadores e clínicos modificaram as opções iniciais de tratamento com implantes. Os implantes osseointegrados podem ser utilizados como suporte independente em próteses unitárias ou múltiplas no tratamento de pacientes parcialmente edêntulos. Em algumas situações, devido às limitações anatômicas ou falhas na osseointegração, eles podem ser adicionados a dentes naturais na mesma prótese (Ericsson et al., 1986; Schulemberger et al., 1998; Laufer & Gross, 1998; Lang et al., 2004; Akça et al., 2006; Misch, 2006).

Os dentes e os implantes possuem diferenças biomecânicas, em relação à inserção óssea e sensibilidade táctil, resultando em diferentes graus de mobilidade e respostas frente às cargas oclusais (Rangert et al., 1991; Cho & Chee, 1992; Schulte, 1995; Glantz & Nilner, 1998; Laufer & Gross, 1998). No dente, o ligamento periodontal possui mecanorreceptores que são capazes de transmitir informações de suas respectivas terminações nervosas ao sistema nervoso central, proporcionando um controle reflexo (Jacobs & van Steenberghe, 1994; Kim et al., 2005). Já nas restaurações implanto-suportadas, a biomecânica e a resposta proprioceptiva podem ser parcialmente explicadas devido aos axônios residuais do ligamento periodontal, terminações nervosas livres de tecidos conectados ao implante ou, ainda, ao sistema de Havers (Weiner et al., 2004).

A micro-movimentação do dente, dado pelo ligamento periodontal, se encontra entre 50 e 200 μm , enquanto o implante osseointegrado demonstra uma micro-movimentação menor que 10 μm (Lang et al., 2004; Zhiyong et al., 2004; Özçelik & Ersoy, 2007). Apesar da diferença biomecânica, alguns estudos longitudinais não observaram nenhum tipo de prejuízo aos dentes e aos implantes nas próteses dento-implanto-suportadas. Os prejuízos temidos seriam: a fratura da prótese, afrouxamento do parafuso do pilar, perda de retenção por falha do cimento, fratura da infraestrutura, perda da osseointegração (Ericsson et al., 1986; Richter,

1989; Sheets & Earthman, 1997; Geng et al., 2001; Bragger et al., 2001(a); Lang et al., 2004; Zhiyong et al., 2004; Kim et al., 2005; Bragger et al., 2005(b); Nickenig et al., 2006; Maezawa et al., 2007; Lindh, 2008). Outra consequência potencial de tal sobrecarga poderia ser a intrusão do dente (Cho & Chee, 1992; Sheets & Earthman, 1997; Garcia & Oesterle, 1998), sugerindo que esta poderia ser causada pela absorção total de energia pelo implante e que parte desta energia é transferida ao dente, induzindo tensões que iniciariam esta intrusão (Menicucci et al., 2002; Ormanier et al., 2005).

Inúmeros estudos clínicos longitudinais e laboratoriais têm concluído que próteses com união dente-implante permitem um sucesso terapêutico, desde que alguns fatores sejam levados em consideração, tais como: estabilidade periodontal, modelo da prótese e a não existência de habito parafuncional (Becker et al., 2000; Naert et al., 2001; Zhiyong et al., 2004; Nickenig et al., 2006). As taxas de sucesso e sobrevida analisadas nos estudos de longo prazo, reforçados por estudos de revisão sistemática, mostraram pequena falha nos primeiros cinco anos de vida das próteses dento-implanto-suportadas (Pjetursson & Lang, 2008).

Para reduzir e distribuir a concentração de tensões no implante e plataforma do implante, muitos pesquisadores têm sugerido que se utilizem conexões semi-rígidas neste tipo de união (Weinberge & Kruger, 1994; Naert et al., 2001; Zhiyong et al., 2004; Lin et al., 2006; Özçelik et al., 2007). Entretanto, estudos clínicos têm indicado que, se houver a necessidade de se unir o implante ao dente, essa conexão deve ser completamente rígida para prevenir a intrusão do dente pilar (Laufer & Gross, 1998; Richter, 1998; Naert et al., 2001).

Vários estudos longitudinais demonstraram o sucesso de longo prazo dos implantes osseointegrados (Adell et al., 1981; van Steenberghe et al., 1990), porém alguns fatores podem influenciar negativamente a longevidade dos implantes, dentre eles, a adaptação entre o implante e o intermediário. A existência de espaços na interface implante-intermediário favorece o acúmulo do biofilme bacteriano, que pode resultar em inflamação nos tecidos perimplantares.

Estudos *in vitro* e *in vivo* (Jansen; Conrads; Richter, 1997; Hermann et al., 2001) demonstraram a contaminação da porção interna de implantes osseointegrados por bactérias. Considerando o biofilme bacteriano como um importante fator etiológico da periimplantite, a infiltração bacteriana poderá afetar a

evolução do tratamento e interferir no sucesso em longo prazo dos implantes osseointegrados. Uma adaptação inadequada entre o implante e o intermediário pode ser considerada como um fator de risco similar às restaurações dentárias mal adaptadas, podendo levar a alterações clínicas e microbiológicas nos tecidos peri-implantares. Além disso, por permitir micro-movimentos do pilar protético, uma falha da adaptação entre esse e o implante representa um risco biomecânico, pois possibilita que o conjunto seja submetido a cargas indesejáveis, podendo resultar, por exemplo, em afrouxamento ou fratura do parafuso protético, ou fratura do corpo do implante. Esses fatores podem resultar em comprometimento estético e funcional dos implantes osseointegrados ou mesmo na perda da osseointegração.

Baseado na hipótese de que concentrações de tensões sobre a crista óssea marginal aos implantes orais seriam a causa da perda de tecido ósseo, pesquisadores citam que implantes com conexões internas seriam capazes de reduzir a quantidade de tensão gerada na região de pescoço dos implantes (Bernardes, 2004).

Nos últimos anos, com a aproximação entre a Odontologia, a Engenharia e as Ciências da Computação, são notáveis os avanços alcançados pelas pesquisas no ramo da Bioengenharia. Dentro da área odontológica, essas ferramentas têm se apresentado bastante úteis para a determinação da distribuição das tensões e deformações decorrentes de forças aplicadas em sistemas estruturais diversos. O Método dos Elementos Finitos são freqüentemente utilizados na análise biomecânica decorrente de esforços sobre próteses e restaurações, quer sejam sobre dentes naturais ou implantes. Essa metodologia corresponde a um método numérico, compreendendo vantagens e desvantagens inerentes à sua especificidade. Portanto, torna-se de suma importância o conhecimento desta técnica para que sua utilização possa proporcionar benefícios científicos à Odontologia (Freitas-Júnior et al., 2007).

Diante deste contexto, uma hipótese, neste estudo, foi gerada: os tipos de próteses e conexões dos implantes (Hexágono externo ou Hexágono interno) influenciam a distribuição de tensões nas estruturas de suporte e protéticas, quando submetidas à cargas axiais e oblíquas.

O presente estudo propôs avaliar as tensões nas estruturas de suporte e protéticas em próteses fixas dento-implanto-suportadas pelo Método dos Elementos Finitos e comparar os resultados com as implanto-suportadas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Princípios biomecânicos dos dentes e dos implantes

Os dentes e os implantes possuem diferenças biomecânicas, ao que se refere à inserção no osso e sensibilidade tátil, resultando em diferentes graus de mobilidade e respostas frente às cargas oclusais (Rangert et al., 1991; Meijer et al., 1992; Cho & Chee, 1992; Schulte, 1995; Glantz & Niner, 1998; Laufer & Gross, 1998).

No dente, o ligamento periodontal possui mecanorreceptores que desenvolvem uma função tátil, contribuindo para a função estereoceptica e são extremamente sensíveis às forças externas aplicadas (Jacobs & van Steenberghe, 1994). Eles são capazes de transmitir informações de suas respectivas terminações nervosas ao sistema nervoso central, proporcionando um controle reflexo (Kim et al., 2005). A função destes receptores é verificada pelo íntimo contato entre as terminações de ruffini e as fibras colágenas circundantes e suas propriedades adaptativas dependem da localização destes mecanorreceptores dentro do ligamento. Estes receptores periodontais exibem sensibilidade direcional, ou seja, eles respondem maximamente a forças aplicadas em uma particular direção. Além disso, a magnitude da força aplicada ao dente pode modificar a resposta característica dos mesmos (Jacobs & van Steenberghe, 1994).

Considerando a ausência do ligamento periodontal como fator diferencial na sensibilidade tátil entre dente e implante, a capacidade funcional das restaurações implanto-suportadas pode ser parcialmente explicada se axônios residuais do ligamento periodontal ou terminações nervosas livres de tecidos conectados ao implante ou, ainda, se o sistema de havers são responsáveis pela resposta proprioceptiva (Weiner et al., 2004). Este autor realizou um estudo para verificar se as fibras nervosas peri-implantares poderiam transmitir informações proprioceptivas sob carga oclusal. Utilizou três cães da raça Mongrel, extraíndo três pré-molares inferiores e colocando posteriormente, após o período de dois meses de cicatrização, dois implantes, seguidos de um período de osseointegração de três meses. Um retalho mucoperiósteo foi realizado, bem como a perfuração da cortical para expor o nervo alveolar inferior (IAN). Um sistema de força geradora vibratória foi aplicado aos implantes e dentes, e potenciais de ação foram capturados, a partir

do IAN exposto, utilizando um eletrodo de platina-irídio. A amplitude de vibração aplicada variou do limiar do dente a duas e três vezes esse limiar. Os autores concluíram que: 1) a resposta neural do implante, sob condições de carga, é gerada nos tecidos peri-implantares e não em perióstio, mucosa ou fibras aferentes da articulação têmporo-mandibular; 2) a carga vibratória nos implantes resultou na geração de potenciais de ação no nervo alveolar inferior; 3) o limiar dos implantes para gerar potenciais de ação é maior do que no dente; 4) a resposta latente, ou seja, aquela gerada no intervalo de tempo entre a primeira carga vibratória e o início do potencial de ação, foi semelhante para o dente e o implante, quando a amplitude da carga variou de 2 e 3 vezes a do limiar do dente.

Nas últimas décadas, vários pacientes foram reabilitados com implantes osseointegrados. Embora parte do mecanismo tátil periférico seja perdido após a extração dentária, pacientes edêntulos recuperados por meio de próteses removíveis parecem desempenhar boa função, especialmente quando essa recuperação se faz por meio dos implantes. Testes psico-físicos revelam uma melhora da capacidade tátil de indivíduos reabilitados com próteses suportadas por implantes, porque parece permitir uma restauração do mecanismo de *feedback* das fibras nervosas periféricas com a potencial representação hipotética de sensibilidade no córtex sensorial. Se isto pudesse ser confirmado, os implantes osseointegrados poderiam contribuir para um controle sensorial-motor mediados por eles, permitindo uma integração fisiológica dos mesmos ao corpo humano. Este fenômeno, chamado de osseopercepção, é definido como uma percepção consciente do estímulo externo, transmitido via prótese implanto-suportada pela ativação de terminações neurais e/ou receptores no ambiente peri-implantar, tais como o osso e mais comumente o perióstio (Jacobs & van Steenberghe, 2006).

O dente é inserido ao osso alveolar via ligamento periodontal, o qual é, principalmente, constituído de fibras colágenas, conectando o cemento radicular ao osso alveolar. O ligamento periodontal tem a capacidade de suportar e distribuir, dentro de certo limite, as forças agindo sobre o dente. Se este limite é excedido, o dente torna-se sobrecarregado e injúrias ocorrem no ligamento periodontal, seguido de alterações adaptativas (Biancu et al., 1995). Essas forças produzidas, durante a mastigação, levam o dente a se movimentar dentro do alvéolo.

O ligamento periodontal é, funcionalmente, orientado em direção axial, ou seja, à carga axial. Se isto não ocorre, haverá destruição do ligamento periodontal e reabsorção óssea em zonas de compressão e uma adaptação compensatória deste tecido, com deposição óssea, em zonas de tração. No implante, essa adaptabilidade não ocorre devido à falta de ligamento periodontal. O implante é osseointegrado, uma vez que há aposição óssea em direção à superfície do implante e a interação requer substratos celulares ou moleculares (Schulte, 1992; Kim et al., 2005).

Mühleman (1951), segundo Lang et al. (2004) relata que um dente com ligamento periodontal saudável possui micro-movimento entre 50 a 200 μm sob uma carga aplicada de 0.1 N, enquanto o implante possui um micro-movimento menor que 10 μm (Zhiyong et al., 2004; Lang et al., 2004; Özçelik et al., 2007).

Schulte (1995) relata que o implante, sob carregamento axial, possui um décimo da mobilidade do dente e que o seu movimento corresponde à deformação elástica do osso (Richter et al., 1989), o qual, para os dentes, correspondem à segunda fase do movimento, quando existe uma grande compressão do ligamento periodontal.

Parfitt, em 1960, mensurou a mobilidade fisiológica dos dentes, individualmente, em direção axial, por meio de um transdutor retilíneo (extensômetro micrométrico), o qual é usado para transformar energia cinética (movimento) em diferenças de voltagem e possuem dois sistemas: um sistema que permite o movimento do dente e outro que realiza a mensuração desse movimento. Verificou que o dente se move para o interior do alvéolo, imediatamente à aplicação de força axial. Esse movimento intrusivo com pequena força aplicada é relativamente grande, embora uma resistência progressiva ao movimento seja encontrada que é dada pela resiliência dos tecidos periodontais, especificamente pelo ligamento periodontal. A relação movimento/força não é linear e sim logarítmica, à medida que a força é aplicada uniforme e gradualmente. Na remoção da força, o dente retorna à posição original em duas fases. A primeira fase é um retorno rápido de parte da distância, e a segunda fase é um retorno lento à sua posição original, de maneira progressiva e dependente do tempo. O autor atribui este fato ao sistema vascular, o qual afeta a posição do dente no alvéolo até certa extensão.

O movimento inicial do dente é influenciado por uma taxa da carga aplicada mais a carga em valor absoluto. Quando essa aplicação da carga se torna máxima,

o dente inicia o movimento secundário. Estes movimentos são não-lineares e complexos e, por isso, o ligamento periodontal possui um comportamento viscoelástico (Richter et al., 1989; Kim et al., 2004; Jacobs & van Steenberghe, 2006; Michalakis, Calvani, Hirayama, 2011).

Deformações e torções são induzidas durante os movimentos excêntricos da mandíbula e na mastigação. No entanto, o dente tem a capacidade de se adaptar a esta situação, pelo simples fato de possuir mobilidade, dada pelo ligamento periodontal, o que não ocorre com o implante (Schulte, 1995).

Michalakis; Calvani; Hirayama (2011) relataram que três hipóteses principais têm sido feitas para explicar a ação do ligamento periodontal: (a) o mecanismo de tração no suporte do dente, que norteia um gradual envolvimento das fibras às quais transmitem cargas para o osso alveolar circundante e, portanto, iniciam um processo de remodelação óssea, (b) o modelo viscoelástico que considera que o deslocamento dos dentes é na verdade, controlada por elementos vasculares e que as fibras têm uma função menos importante, (c) matriz colagenosa que apóia a ideia de que o ligamento possui propriedades de gel tixotrópicos e a destruição desta matriz poderia ser um fator chave para provocar a intrusão do dente. Os autores relataram ainda que forças horizontais criam maiores deslocamentos dentários do que cargas verticais. Forças horizontais de 1N aplicadas por um período de 2 segundos provoca um movimento de 150 µm, enquanto que a mesma força aplicada verticalmente produz um deslocamento de 15 a 20 µm. Concluíram, contudo, que a movimentação dentária produzida por cargas horizontais também é dependente da duração, frequência e do ponto exato da aplicação da força. Esses fatores podem causar movimentos vestibulo-linguais e movimentos mesio-distais, bem como a extrusão.

Em relação ao tecido ósseo, Michalakis; Calvani; Hirayama (2011) relataram que o osso cortical e o esponjoso e/ou trabecular são completamente diferentes em relação ao desenvolvimento, arquitetura, suprimento sanguíneo tempo de cicatrização e idade-dependentes em graus diferentes. O primeiro possui uma matriz densa, basicamente mineral, com pouca quantidade de porosidades (3-5%), enquanto o segundo possui grande porosidade (acima de 90%) e é menos denso. No entanto, os autores relataram que ambos tecidos ósseos possuem um comportamento heterogêneo e anisotrópico e, portanto, apresentam um

comportamento viscoelástico, mas que respondem diferentemente frente às cargas matisgatórias de compressão e tração.

Em pacientes parcialmente edêntulos, a possibilidade de unir estas duas estruturas, o dente e o implante, na mesma prótese, é motivo de controvérsia, principalmente em relação às suas respectivas ancoragens no osso. As principais conseqüências deste tipo de união seriam: a fratura da prótese, afrouxamento do parafuso do pilar, perda de retenção por falha do cimento, fratura da infraestrutura, perda da osseointegração e intrusão do dente (Richter et al., 1989; Sheets et al., 1997; Geng et al., 2001; Lang et al., 2004; Kim et al., 2004; Zhiyong et al., 2004; Brägger et al., 2001; Brägger et al., 2005; Maezawa et al., 2007; Lindh, 2008; Michalakis; Calvani; Hirayama, 2011).

2.2 Princípios biomecânicos das próteses dento-implanto-suportadas

2.2.1 Estudos clínicos e de revisão

Ericsson et al. (1986) propuseram investigar se implantes e dentes poderiam ser pilares de uma mesma prótese fixa, tendo como variáveis o tipo de conexão: rígida e semi-rígida. Os autores verificaram que nenhuma diferença, clinicamente significativa, foi notada em torno do dente e do implante em relação à função e reação teciduais, e concluíram que, quando avaliado com critério, há um resultado satisfatório do uso de dentes e implantes como pilares da mesma prótese.

Cho et al. (1992) relataram um caso clínico de um paciente parcialmente edêntulo que foi reabilitado com próteses fixas dento-implanto-suportadas nos arcos superior e inferior. O paciente foi acompanhado mensalmente, por exames clínicos e radiográficos. No 5º mês, verificaram que o elemento protético do dente havia sofrido desadaptação cervical, cuja causa os autores não souberam identificar. Julgaram que, ou o dente intruiu, ou os implantes extruíram, mas como o alinhamento do plano oclusal estava inalterado, devido aos contatos oclusais com os antagonistas, concluíram que provavelmente ocorreu uma intrusão do dente pilar.

Sheets & Earthman (1993) observaram, em dois pacientes reabilitados com prótese dento-implanto-suportada, a intrusão de dentes pilares. Relataram que a provável causa de intrusão dos dentes naturais se deveu à ativação de osteoclastos

por uma onda de tensão, devido ao fato do dente natural conectado ao implante, receber um alto nível de tensão mecânica.

Biancu et al. (1995) realizaram um estudo para analisar tecidos periodontais de dentes “inativados” (conectados rigidamente a implantes osseointegrados) com aparente condições de saúde. Dez cães da raça Beagle, selecionados, apresentaram saúde periodontal (altura óssea normal e ausência de inflamação) na região de pré-molares e molares. Estes cães foram submetidos à exodontia dos 2º e 3º pré-molares e primeiros molares, em ambos os lados. Após 02 meses de cicatrização, foram inseridos 02 implantes no lado direito. Os animais foram divididos em dois grupos de cinco, grupo A e B. O dente pré-molar remanescente foi conectado aos implantes, rigidamente, por meio de uma prótese em ouro, cimentada sobre os pilares. O pré-molar esquerdo (homólogo) serviu como controle, sem esplinte, em todos os cães (grupo A). No grupo B, antes da conexão do dente aos implantes, foi induzida uma doença periodontal nos pré-molares direito e esquerdo, por meio de acúmulo de placa e inserção de fio de algodão no sulco gengival, durante quatro meses. Restabelecida a saúde periodontal, seguiu-se o mesmo protocolo do grupo anterior. Este estudo demonstrou que o esplinte do dente aos implantes não promoveu nenhuma alteração significativa na gengiva e tecidos periodontais dos dentes inativados. As dimensões e a composição da gengiva, o tecido supra-cristal e o ligamento periodontal das várias unidades experimentais examinadas foram semelhantes em dentes inativos e controles. Os autores observaram que, na remoção do esplinte, após 180 dias, os dentes inativados tinham características de mobilidade normais.

Sheets & Earthman (1997), revisando dois casos clínicos que apresentaram a intrusão de dentes pilares, descreveram que este fenômeno tinha causa multifatorial e, como fatores causais, citaram: a atrofia por desuso do ligamento periodontal, impactação de debris, memória de retorno do dente prejudicada e união mecânica. Relataram, ainda, que a intrusão do dente natural é um processo reversível e que, se ela ocorre, este processo deveria ser iniciado rapidamente. Estes autores recomendaram que a combinação dente/implante na mesma prótese deveria ser evitada, porque não havia nenhum sistema capaz de reproduzir o efeito de amortecimento do ligamento periodontal. Além disso, novos estudos poderiam ser feitos para explorar uma técnica que permitisse uma conexão mais segura e que, os

fatores que estariam gerando tensão mecânica deveriam ser alterados quando ocorresse a intrusão do pilar natural, incluindo o desenho da prótese, o uso de lubrificantes para dissipar energia, uso de placas protetoras, ajuste oclusal e modificação do pilar do implante para ser mais resiliente.

Em um artigo de revisão de literatura, Schlumberger et al. (1998) relataram que a causa de intrusão de dente pilar, unido a implantes na mesma prótese, permanecia desconhecida e seria provavelmente multifatorial e diferente para cada caso. Afirmaram que a conexão semi-rígida permitiria uma possibilidade de recuperação da prótese, mas a fricção entre os componentes macho/fêmea, durante a movimentação de dente sob carga mastigatória, poderia impedir o retorno completo deste à sua posição inicial e a repetição deste processo poderia criar forças ortodônticas levando à intrusão de dente. Alegaram que se o dente estivesse conectado, rigidamente, a uma estrutura de energia conservativa, ele receberia uma alta onda de tensão, ativando os osteoclastos ao redor da raiz promovendo a sua intrusão. Concluíram que apesar da literatura apresentar vários estudos longitudinais demonstrando o sucesso deste tipo de prótese, não se deve ignorar a possível ocorrência de intrusão, e na reabilitação de paciente parcialmente edêntulo, uma prótese totalmente suportada por implantes seria a melhor opção de tratamento.

Garcia & Oesterle (1998) realizaram um estudo para identificar a prevalência do fenômeno de intrusão do dente natural em pacientes de clínicas odontológicas envolvidos em reabilitação com implantes. Os resultados mostraram uma taxa de ocorrência de intrusão de 3,5% e nenhuma correlação foi encontrada entre o tipo de implante e conector usados.

Richter (1998) realizou um estudo "in vivo" para quantificar, em implantes situados na região de molar inferior, o nível de carga resultante da aplicação de forças excêntricas ao eixo do implante. O autor alertou que as direções das forças mastigatórias poderiam causar altas tensões no osso, mais especificamente na interface pescoço do implante/crista óssea. Quando houvesse a necessidade de conectar o implante ao dente na mesma prótese, essa conexão deveria ser rígida, uma vez que uma conexão de semi-precisão tenderia a desenvolver um desalinhamento oclusal dos componentes da prótese durante a função.

Pesun et al. (1999), apresentaram a avaliação da resposta histológica do tecido periodontal de dente em prótese dento-implanto-suportada, em 30 cães da

raça Mongrel. Os autores concluíram que o uso de dentes em combinação a implantes na mesma prótese com conexão rígida, não resultou em efeitos deletérios aos tecidos periodontais e que as forças aplicadas aos dentes estariam dentro da capacidade de remodelação destes tecidos.

Para avaliar próteses dento-implanto-suportadas pelo método de elementos finitos, Geng et al. (2001) argumentaram a existência de uma diferença de deflexão entre a intrusão visco-elástico do dente no ligamento periodontal e quase nenhuma deformação elástica do implante. Esta diferença poderia induzir um efeito de fulcro e possível sobrecarga do implante ou do osso circundante. Os fatores que poderiam influenciar a distribuição de tensão seriam: o tipo de pilar, propriedade material do implante, efeito dos materiais resilientes, tipo de conexão (rígida ou semi-rígida) e proporção de implantes esplintados aos dentes.

Lindh et al. (2001a) investigaram, em um estudo retrospectivo, o sucesso do tratamento com prótese dento-implanto-suportada, mais especificamente a taxa de sobrevida do implante e a taxa de perda óssea marginal. Os resultados mostraram que uma taxa de sobrevida de 95.4% foi encontrada para os implantes durante mais de 3 anos de acompanhamento. A perda de osseointegração ocorreu em 3.2% dos casos e a taxa de peri-implantite foi de 2,1%. A complicação mais severa ocorrida foi a intrusão de dentes pilares em 5% dos casos, no entanto, a intrusão foi vista em todos os casos em que as próteses foram confeccionadas por uma conexão não-rígida entre os dentes e os implantes. Concluíram que a primeira escolha no tratamento seriam as próteses suportadas por implantes e que a indicação para a prótese com união dente/implante seria a limitação anatômica.

Kindberg et al. (2001) avaliaram, através de um estudo retrospectivo, os resultados do tratamento de pacientes que receberam próteses fixas de diferentes extensões e em combinação com diferentes números de dentes e implantes. Este estudo compreendeu 36 pacientes com idade entre 17 e 78 anos, os quais receberam 115 implantes e todos foram tratados com prótese dento-implanto-suportada, no período de 1989 a 1997, num total de 41. Os resultados registraram a perda de 09 implantes, sendo 03 durante o período de cicatrização e 06 após estarem em função. A taxa de sobrevida dos implantes após 05 anos foi 89.8%. O número de dentes pilares perdidos foi 05 de um total de 85 dentes e, em relação à falha de prótese, somente duas falharam (5%) devido à falha dos implantes que a

suportavam. A perda óssea marginal foi observada em 46 implantes (41%), sendo 31 destes evidenciaram perda óssea até a primeira rosca e 11 até a segunda rosca. Neste estudo, intrusão foi verificada somente em 03 pacientes, sendo 02 casos no primeiro ano e o outro no terceiro ano. Destes, um paciente foi tratado com prótese de conexão semi-rígida e os outros dois com coroas telescópicas sem trava aparafusada. Somente 12 próteses tiveram um acompanhamento por mais de 05 anos, as quais permaneceram estáveis e nenhum dente ou implante foi perdido. As poucas queixas registradas, após esse período, foram em relação à estética, função mastigatória e desconforto. A conclusão deste estudo foi que os resultados encontrados eram semelhantes aos de outros estudos relatados na literatura em relação ao tratamento com prótese dento-implanto-suportada, e apesar de dente e implante terem mobilidades diferentes, os resultados do tratamento são bastante satisfatórios, desde que o faça com uma prótese rígida.

Um estudo longitudinal de 02 anos sobre próteses implanto-suportadas (PIS) e dento-implanto-suportadas (PDIS) prótese realizado por Lindh et al. (2001b), teve como proposta comparar as complicações entre estas duas opções de tratamento, quando realizados em região posterior da maxila, em 26 pacientes. Eles foram submetidos à realização dos dois tipos de prótese, cada qual de um lado da região posterior da maxila. Em todos os pacientes os exames clínicos foram feitos no momento da instalação das próteses e acompanhamento continuou no 3º, 6º, 12 e 24 meses seguintes. O exame clínico consistia de avaliação dos tecidos moles e duros, incluindo índice de placa, profundidade de sondagem, sangramento gengival e avaliação de perda óssea através de radiografias tomadas a partir do 6º mês. Dos 95 implantes instalados (Nobel Biocare), 13 foram planejados como reserva e não carregados e 10 falharam: um após 4º mês de instalação, 6 entre o período de conexão com pilar e inserção da prótese. Destes seis, três foram nos primeiros 100 dias do implante em função, sendo que dois suportavam uma PIS e o outro a PDIS. O diâmetro dos implantes era de 3.75 mm e o comprimento variou de 7 mm a 18 mm. A taxa cumulativa de sobrevida foi de 88% \pm 6,7 em dois anos para todos os implantes. Para os implantes que sofreram carregamento e permaneceram em função, a taxa de sobrevida foi de 96% para PDIS e 95% para PIS. A média de perda óssea marginal foi de 1.2 \pm 0.5 mm no 1º ano e 0.1 mm durante o segundo ano, sendo este dado considerado o critério de sucesso dos implantes. Nenhuma

diferença estatisticamente significativa foi evidenciada entre os dois tipos de prótese para taxa de sobrevida e perda óssea. As complicações relatadas foram: a) PDIS: fratura do dente (3,8%), necrose dente (11,5%), fratura do cimento (7,6%), fratura do parafuso do pilar (0,0%), fratura do parafuso da prótese (3,8%) e perda da prótese (7,6%); b) PIS: fratura do parafuso do pilar ($3/56 = 5,8\%$), fratura do parafuso da prótese ($0/56$) e perda da prótese ($2/26 = 7,6\%$). Os autores concluíram que a PDIS poderia ser uma opção de tratamento para paciente parcialmente edêntulo, mas que a como primeira escolha a PIS por estar completamente bem documentada na literatura.

Naert et al. (2001a) realizaram um estudo longitudinal de 15 anos em pacientes que foram submetidos ao tratamento com próteses dento-implanto-suportadas (teste) e implanto-suportadas (controle). Para o grupo teste, a taxa cumulativa de sucesso dos implantes foi de 94,9%, enquanto que para o controle foi de 98,4% não havendo diferença estatisticamente significativa entre estes pilares nos dois tipos de próteses. No grupo teste, as falhas encontradas foram: lesão periapical (3,5%), exodontia do dente (1,8%), falha do cimento coronário (8%), intrusão do dente (3,4%) e fratura da infraestrutura em 03 pacientes. No grupo controle, somente 02 parafusos do pilar fraturam durante o período de observação.

Naert et al. (2001b) , avaliaram 226 pacientes, tratados com próteses dento-implanto-suportadas (teste) e implanto-suportadas (controle) através de exame radiográfico, a fim de verificar a quantidade de perda óssea marginal num período de 15 anos. A perda óssea nestes grupos foi estatisticamente significativa, sendo que o grupo tratado com prótese dento-implanto-suportada apresentou uma perda de osso marginal de 0.07 mm ao ano, enquanto no outro grupo a perda óssea anual foi 0.02 mm ($p < 0.025$).

Em 2002, Block et al., realizou um estudo clínico prospectivo, com acompanhamento de 05 anos, a fim de verificar a influência do tipo de conexão em próteses dento-implanto-suportadas. Em relação à perda óssea em torno dos pilares, não houve diferença estatisticamente significativa entre as próteses com conexão rígida e semi-rígida. A taxa de sucesso para os dentes foi de 93.2% e de 93.4% para os implantes, para ambos os grupos. A taxa de intrusão dos dentes foi de 44% para as próteses com conexão semi-rígida e de 66% para as de conexão

rígida. Os autores concluíram que dentes e implantes deveriam ser evitados como pilares de uma mesma prótese.

Lang et al. (2004) realizaram uma revisão sistemática para avaliar, em 05 e 10 anos, a sobrevida de próteses fixas dento-implanto-suportadas e a incidência de complicações biológicas e técnicas. Foram selecionados 176 artigos com textos completos, dos quais somente 13 foram incluídos no estudo. Destes artigos incluídos, 09 eram estudos prospectivos e 04 retrospectivos e todos publicados entre 1997 e 2004. Como critério de inclusão, todos os artigos selecionados continham referências ao tipo de implante, número de pacientes, média de idade, número e características das próteses e porcentagem de pacientes que abandonaram o estudo. A meta-análise destes estudos indicou uma taxa média de sobrevida dos implantes de 90.1% (total de 932 implantes) após 05 anos e 82.1% (total de 143 implantes) após 10 anos. Para as próteses, a taxa de sobrevida foi de 94.1% em 05 anos (total de 115 próteses) e de 77.8% em 10 anos (total de 72 próteses). Somente 08 artigos incluídos relataram perda de dentes e implantes, sendo 06 artigos de acompanhamento de 05 anos e 02 de 10 anos. Em 05 anos, houve uma porcentagem de perda de 3.2% e 3.4% para dentes e implantes, respectivamente, de um total de 529 dentes e 583 implantes. Em 10 anos, as taxas de perda de dentes e implantes foram 10.6% e 15.6%, respectivamente, de um total de 47 dentes e 45 implantes. Somente três estudos, dos 13 incluídos, indicaram taxa de complicação biológica de 11.7% após 05 anos em função, descrita como peri-implantite e bolsa infra-óssea. As complicações técnicas relatadas nesta revisão, por todos os 13 artigos selecionados, incluíram: fratura de facetas (9.8% em 05 anos e 9.1% em 10 anos, de 41 próteses); perda de retenção (6.2% em 05 anos e 24.9% em 10 anos); perda do parafuso do pilar (3.6% em 05 anos e 26.4% em 10 anos); fratura do implante (0.9% em 05 anos) e intrusão do dente (5.2% em 05 anos, de um total de 526 dentes).

Brägger et al. (2005) avaliaram, prospectivamente, por 10 anos, as complicações técnicas e biológicas e falhas que ocorreram em pacientes parcialmente edêntulos, que foram reabilitados com próteses sobre implantes unitárias, não unitárias e conectadas a dentes. Todos os implantes utilizados foram do sistema ITI (Dental Implant System). Vinte e um pacientes foram reabilitados com 22 próteses dento-implanto-suportadas (PDIS) de 03 a 10 elementos, tendo um total

de 22 implantes e 24 dentes como pilares. Um implante falhou (4.5%) devido à complicação biológica primária e levou à perda de uma prótese (4.5%). Quatro falhas iniciaram com complicações técnicas (perda de retenção), o que mais tarde resultou em complicação biológica (cáries – 16.7%). Em quatro pacientes, 04 próteses (18%) tiveram experiência de complicações técnicas e, em 10 anos, esse achado alcançou 31.8% (07 próteses). Somente 03 implantes foram tratados por apresentarem peri-implantite. Em relação às próteses Implanto-suportadas (PIS) não unitárias, 29 pacientes foram tratados com 33 próteses sobre 69 implantes, de 02 a 10 elementos. Um implante falhou (1.4%) devido à complicação biológica, levando à perda de uma prótese (3%). Dez próteses (31%) tiveram falhas complicações técnicas, porém não as levou à falhas, uma vez que essas complicações foram afrouxamento do parafuso do pilar e/ou perda de retenção. O número total de próteses que falharam em 10 anos foi de 2%. Oito implantes requereram tratamento para peri-implantite, sendo 06 com uso de anti-sépticos e antibióticos e 02 com cirurgia ressectiva. Os dois tipos de próteses, PDIS e PIS, tiveram 50% e 54.5% de nenhuma complicação técnica ou biológica, respectivamente.

Baron et al. (2005) investigaram, através de estudo retrospectivo, 39 radiografias de pacientes classe I e II de Kennedy que tinham sido tratados com próteses dento-implanto-suportadas (PDIS), sendo dois implantes IMZ inseridos no espaço edêntulo, afim de detectar perda óssea peri-implantar e correlacionar os resultados com um modelo matemático. As distâncias da face distal do dente às faces mesiais do implante mesial (1º implante) e do implante distal (2º implante) foram mensuradas para cada radiografia. As distâncias médias foram de 11.02 mm do dente ao 1º implante e de 20.25 mm ao 2º implante. Ao redor do 1º implante, as áreas de perda óssea mesial e distal foram 6.61 mm² e 4.0 mm², respectivamente. No segundo implante, as áreas de perda óssea foram 3.32 mm² na mesial e 3.54 mm² na distal. Houve uma correlação estatisticamente significativa entre as distâncias do dente aos implantes ($p < 0.05$) e as áreas de perda óssea, sendo que as distâncias de 8.0 a 14 mm do dente ao 1º implante e de 17 a 21 mm ao 2º implante foram associadas com uma maior perda óssea. Este estudo relacionou a influência positiva da distância dente-implante na perda óssea em torno do implante IMZ. Os autores sugeriram evitar colocar implantes a tais distâncias do dente pilar, em casos onde o tratamento indicado for a PDIS, e que é válida a realização de

estudos semelhantes a este, empregando diferentes sistemas de implantes odontológicos.

Um estudo *in vivo*, realizado por Ormanier et al.(2005), verificou as deformações ocorridas em uma prótese dento-implanto-suportada quando submetida às forças mastigatórias e comparando o tipo de conector usado: rígido e não-rígido. A prótese de 04 elementos foi confeccionada em um paciente de 48 anos, com o primeiro pré-molar unido a dois implantes inseridos na região de 1º e 2º molares inferiores. A conexão era tipo encaixe, a qual permitia, por meio de um parafuso, a conversão de conexão não-rígida em rígida e vice-versa. A prótese foi aparafusada nos implantes e cimentada temporariamente sobre o 1º pré-molar, para que houvesse reversibilidade da mesma. Três extensômetros foram acoplados à prótese, sendo um no segmento dos implantes e os outros dois na coroa do pilar natural. O objetivo foi verificar a deformação ocorrida no sentido ocluso-gengival (vertical) e vestibulo-lingual (horizontal). O paciente executou o ciclo mastigatório por 10 repetições, tanto para a conexão rígida, quanto para não-rígida. As deformações horizontais foram maiores do que as verticais, dentro de um intervalo de duas semanas, e foram mantidas, após esse período, devido à falta de recuperação elástica. Entre os tipos de conexão não houve diferença em relação à deformação ocorrida. Os autores acreditaram que alguma intrusão poderia ocorrer devido à somatória das deformações verticais e horizontais, atribuída ao grau de liberdade vertical do encaixe e à viscoelasticidade do ligamento periodontal.

Cordaro et al., em 2005, relataram a taxa de sucesso e sobrevida de implantes, complicações protéticas e a ocorrência de intrusão dentária, quando reabilitações protéticas extensas, combinando dente e implante, foram realizadas em 19 pacientes, sendo 10 com suporte periodontal normal e 09 com periodonto reduzido. Noventa implantes e 72 dentes foram utilizados como pilares de 19 próteses fixas que variaram de 10 a 14 elementos. As conexões alternavam em rígidas e não-rígidas (semi-precisão) e as próteses eram aparafusadas sobre os implantes e cimentadas sobre os dentes (17 delas com cimento temporário e dois com cimento fosfato de zinco). Este estudo foi retrospectivo e os resultados avaliados entre dois a oito anos após inserção da prótese. Somente um implante foi perdido (sobrevida de 99%) e 03 implantes mostraram perda óssea na crista marginal maior que 2.0 mm (taxa de sucesso de 96%). Intrusão foi observada, no

mesmo período, em três pacientes, os quais as próteses confeccionadas exibiam conexão não-rígida. Um total de 04 dentes sofreu intrusão, o que corresponde a uma taxa de 5.6%. Todas as intrusões ocorridas foram no grupo de pacientes que apresentavam suporte periodontal normal. A classificação de periodonto sadio ou reduzido era se o paciente havia perdido 2/3 de suporte ósseo. Os autores atribuíram a intrusão dos dentes nos pacientes com saúde periodontal por terem, estes pacientes, um número maior de dentes remanescentes utilizados como pilares.

Nickenig et al. (2006) relataram as complicações técnicas e biológicas em próteses dento-implanto-suportadas em 83 pacientes com tempo médio de acompanhamento de 4.73 anos (02 a 08 anos). Os resultados foram avaliados baseados no número total de próteses (n=84), dentes pilares (n=132) e implantes (n=142). Nenhum implante foi perdido após entrar em função e 03 dentes foram perdidos devido à inflamação periodontal. Em 05 anos, 8% dos dentes requereram tratamento periodontal, 08 dentes tratamento restaurador e 01 dente tratamento endodôntico. Durante o período de observação, não houve fratura do implante ou do parafuso do pilar, mas, em pouco mais de três anos, houveram 07 afrouxamento de parafuso do pilar, das 72 reconstruções protéticas aparafusadas e 04 perdas de cimentação das 35 próteses cimentadas. As complicações para dentes e implantes foram de 5 a 10% em um período médio de 6.5 anos. Após 05 anos de acompanhamento, aproximadamente 10% das próteses dento-implanto-suportadas já tinham tido sido submetidas a alguma modificação técnica (substituição n=2; fratura da faceta n=5; fratura da infraestrutura n=2), sendo que a maioria das complicações encontradas foram em próteses onde a conexão era não-rígida.

Akça et al., em 2006, correlacionaram, in vivo, a força de mordida oclusal e a reação do osso marginal em próteses dento-implanto-suportada. Foram analisadas 34 próteses de 29 pacientes, através de radiografias periapicais feitas após a seleção dos pacientes e ao final de dois anos. A força mastigatória também foi mensurada por um período de dois anos, por meio de uma célula de carga. Os implantes suportaram maiores forças mastigatórias que os dentes, não tendo diferença significativa entre implantes inseridos em homens ou mulheres. Não houve diferença estatisticamente significativa entre mudanças nos níveis ósseos mesial e distal dos implantes sob carga funcional, após dois anos de estudo.

Pjetursson & Lang (2008) estudaram as possibilidades do planejamento protético em pacientes com perda dentária, unitária ou múltipla, a partir das taxas de sucesso e sobrevida dos diversos tipos de reconstruções protéticas encontradas na literatura. Por meio de revisão sistemática, os resultados encontrados em relação às taxas de sobrevida e sucesso, analisadas em estudos de acompanhamento longitudinal foram em 5 anos: a- 93.8% para prótese fixa convencional (FDP) com taxa de falha anual de 1.28%; b- 91.4% para prótese tipo cantilever (CL), com taxa de falha anual de 1.8%; c- 95.2% para prótese sobre implante (I-I), com taxa de falha anual de 0.99%; d- 95.5% para prótese dento-implanto-suportada (PDIS), com taxa de falha anual de 0.92%; e- 94.5% e 87.7% e taxa de falha anual de 1.14% e 2.61% para prótese sobre implante unitária (PU) e prótese adesiva (PA), respectivamente. As mesmas taxas observadas num período de 10 anos foram: a- 89.2% e taxa de falha anual de 1.14% para FDP; b- 80.3% e taxa de falha de 2.2% para CL; c- 86.7% e taxa de falha anual de 1.43% para I-I; d- 77.8% e taxa de falha de 2.51% para PDIS; e- 89.4% e 65% com taxas de falhas anuais de 1,12% e 4.31% para PU e PA, respectivamente. Baseado nesses resultados e de acordo com as condições clínicas encontradas nos pacientes edêntulos, os autores discutiram qual a melhor opção de tratamento para os mesmos, evidenciando que, se possível, as primeiras opções seriam as FDP, I-I e PU. O restante seria uma terapia de segunda opção.

Gotfredesen et al. (2008), membros da Sociedade de Prótese Odontológica da Escandinávia, juntamente com a Sociedade de Implantologia Dinamarquesa, realizaram um “workshop” para discutir temas relacionados a terapias com próteses dento-implanto-suportadas e implanto-suportadas. Concluíram que, baseado no senso comum de todos os membros e nos critérios estabelecidos por eles, que os dentes não devem ser extraídos para evitar a prótese dento-implanto-suportada. Na mandíbula, essa modalidade de tratamento só é indicada quando somente um implante poderia ser inserido por causa da limitação do volume ósseo. Outras considerações, também, foram acrescentadas: a- evitar transposição nervo alveolar; b- quando o risco de complicações de enxerto ósseo fosse evidente; c- quando outra terapia de tratamento não fosse aceitável; d- vitalidade pulpar, estado periodontal, riscos biomecânicos e atividade de cárie. Em relação às taxas de sobrevida deste tipo de prótese, em comparação às demais alternativas de tratamento, encontradas por meio de revisões sistemáticas, em 5 anos é de 95.5% e em 10 anos de 77.8%.

Os autores criticaram muito a falta de estudos clínicos randomizados e bem controlados na literatura científica, o que leva muitas vezes à falta de evidência.

Lindh (2008) relatou que a controvérsia existente na literatura sobre o tratamento realizado em pacientes parcialmente edêntulos com próteses dento-implanto-suportadas ainda permanece em debate. Os resultados encontrados na literatura mostraram que há falta de evidência e resultados conclusivos de quando o dente deve ser substituído pelo implante e que existe similaridades entre as taxas de sobrevida e complicação de PDIS e PIS. A grande atenção deve ser dada, em longo prazo, aos riscos biológicos (cárie) e biomecânicos, mas o autor considera a PDIS uma opção viável de tratamento.

Michalakis, Calvani, Hirayama (2012) discutiram a união de dentes a implantes em próteses fixas a fim de reabilitar pacientes parcialmente edêntulos. O principal problema resultante deste tipo de prótese é a intrusão de dente, o que pode ocorrer em até 7,3% dos casos. A justificativa para esta complicação está sendo avaliada através da perspectiva biomecânica das estruturas anatômicas envolvidas, isto é, o ligamento periodontal e osso. Os autores relatam que o osso exibe um comportamento biomecânico completamente diferente do ligamento periodontal. A união dos dentes, que apresentam alguma mobilidade, com implantes, os quais são praticamente anquilosados no osso, apresenta alguns riscos que devem ser levados em consideração antes de tomar a decisão por este tipo de prótese. Um plano de tratamento cuidadoso deve ser feito por meio da avaliação dos seguintes fatores biomecânicos: 1- a mobilidade dos dentes a serem unidos aos implantes; 2- número de dentes e implantes a serem conectados; 3- forças oclusais incluindo a magnitude, duração, distribuição e direção; 4- A rigidez da prótese; 5- o tipo de conexão (rígida ou não rígida); 6- tipo do osso.

Hoffmann & Zafirooulos (2012) avaliaram os resultados a longo prazo de próteses parciais fixas dento-implanto-suportadas (PDIS) com relação às complicações associadas aos implantes, dentes e estruturas da prótese, bem como a influência do tipo de conector usado. A pesquisa, na base de dados PubMed, foi realizada. Informações sobre taxa de sobrevida, taxa de complicação, incidência de intrusão de dente, e, quando aplicável, o tipo de conector utilizado, foram obtidos a partir dos vinte e cinco artigos selecionados para inclusão neste artigo, incluindo estudos clínicos (15), estudos biomecânicos (7) e as revisões (3). As taxas de

sucesso dos implantes variaram de 79,5% a 100%. Complicações dentárias ocorreram em 5,4% a 11,8% dos casos. Complicações na prótese foram observadas em 5% a 90% dos casos. Intrusão dente apresentou um total de 0% a 66% de os casos, mais frequentemente nos casos de conexão não rígida (0% -66%) aos casos com conexão rígida (0% a 44%). Os estudos biomecânicos mostraram uma grande diferença na distribuição de tensões e serem dependentes do tipo de conector usado: a maioria dos estudos que demonstram conexões não-rígida para reduzir drasticamente a tensão na prótese tiveram aumento de tensões tanto nos dentes quanto nos implantes. Taxas de sucesso a longo prazo para as próteses PDIS são inferiores às próteses implanto-suportadas em relação ao prognóstico de dentes, implantes e elementos protéticos. Os autores concluíram que a utilização de conectores rígidos leva a resultados clinicamente mais favoráveis, em termos de estabilidade a longo prazo, diminuindo a ocorrência de complicações e de intrusão dentária.

2.2.2 Estudos experimentais

Richter et al. (1989) realizaram um estudo sobre as bases biomecânicas de implantes dentais, discutindo as forças aplicadas e reações no osso. Os autores criaram modelos numéricos representativos de uma prótese dento-implanto-suportada. Na situação onde o dente possui uma mobilidade clinicamente normal, os autores verificaram que houve um momento (M) no implante de $\frac{1}{4}$ da força máxima sugerindo que o uso de uma reconstrução protética vantajosa minimizaria este momento. Em relação ao carregamento horizontal, estes autores relataram ser prejudicial à crista óssea, provocando reabsorções, uma vez que a prótese coronária agiria como um cantilever.

Rangert et al. (1991) simularam uma prótese fixa dento-implanto-suportada de 3 elementos, através de modelos numéricos. Concluíram que do ponto vista mecânico, a inclusão de um pilar natural e um implante na mesma prótese, limitado à extensão de três elementos, não causaria fadiga ao sistema, desde que o dente possuísse um suporte periodontal sadio. Além disso, repetidos movimentos além do que a junção aparafusada possa suportar, tipo uma extensão protética com dois ou

três pânticos, levariam a uma rotação deste sistema e afrouxamento do parafuso de ouro.

Mathews et al., em 1992, investigaram o efeito do desenho do conector, rígido ou semi-rígido, na retenção do cimento fosfato de zinco em prótese fixa dento-implanto-suportada. A estrutura da prótese foi planejada a fim de permitir a conversão de uma conexão semi-rígida em rígida e vice-versa. A prótese foi cimentada sobre o dente e parafusada sobre o implante, e submetida à um carregamento de 40 N por 200.000 ciclos (simulando um ano em função). Um dispositivo mecânico foi utilizado para mensurar as tensões de tração quando ocorria o rompimento do cimento fosfato de zinco. Os testes foram aplicados 20 vezes (10 para cada conexão). Os autores verificaram que não houve diferença estatisticamente significativa ($p < 0.332$) entre os dois grupos.

Weinberg & Kruger (1994) descreveram a correlação direta existente entre o grau de flexão no local de carregamento e a quantidade de tensão distribuída às estruturas da prótese. Argumentaram que os micro-movimentos produzidos pelas fibras do ligamento periodontal facilitaram a distribuição de força por toda a extensão da superfície radicular, enquanto que um sistema totalmente rígido, implante/pilar/prótese, concentrava maior tensão na crista óssea e que esta tensão diminuiu gradualmente no sentido apical. Quando se uniu esses dois elementos na mesma prótese, a tensão gerada pela aplicação de força no longo eixo foi concentrada no suporte ósseo do elemento mais rígido, devido à diferença de mobilidade entre os dois pilares. Recomendaram que, para este tipo de união, deveria ser utilizada uma conexão semi-rígida.

Sobre esplintagem de implantes osseointegrados a dentes na reabilitação de pacientes parcialmente edêntulos, Laufer & Gross (1998), relataram que o objetivo do esplinte seria minimizar a alta concentração de tensão em torno do implante. Sugeriram, como alternativa, diminuir a resiliência do dente pela esplintagem de vários pilares naturais, juntamente ao implante, diminuindo assim a sua mobilidade e tornando esta unidade esplintada comparável ao implante conectado.

Menicucci et al. (2002) investigaram, pelo método de elementos finitos 2D e 3D, as tensões ocorridas no osso, em próteses dento-implanto-suportadas com conexão rígida. Como conclusão, os autores relataram a importância do papel do ligamento periodontal e que sob uma carga estática, a qual poderia ocorrer durante

a mastigação ou bruxismo, o dente iria intruir para dentro do alvéolo, deformando o ligamento periodontal e a prótese agindo como um cantiléver no implante.

Ochiai et al. (2003) realizaram um estudo fotoelástico objetivando comparar a distribuição de tensão em dois implantes posteriores (3,75 x 13 mm) conectados a uma simulação de um dente natural anterior variando o tipo de pilar (segmentado ou não-segmentado) sob carregamento funcional. Os implantes foram colocados em material fotoelástico, simulando completa osseointegração, em áreas de primeiro e segundo molar. Foram fabricadas duas infraestruturas metálicas sobre os implantes, uma sobre pilares cônicos e outra diretamente sobre os implantes (UCLA). Foram utilizados diferentes tipos de resina fotoelástica, uma para os dentes, outra para região de suporte dos dentes e implantes, diferindo pelo módulo de elasticidade do material. Cargas verticais foram aplicadas nas coroas e foi feita uma análise qualitativa por meio de um polariscópio. Não foi encontrada diferença na distribuição das tensões para osso, quanto ao tipo de componente protético utilizado (segmentado e não-segmentado).

Estudando a influência do desenho da prótese e as condições de carregamento na distribuição de tensões em próteses dento-implanto-suportadas, Zhiyong et al. (2004) verificaram, a partir da construção de 06 modelos experimentais bidimensionais, pelo método de elementos finitos, que as tensões em torno dos implantes foram maiores àquelas encontradas em torno dos dentes. Sob aplicação de carga vertical de 50 N em um nó de cada modelo, simulando contatos em todos os elementos da prótese, as maiores tensões no dente foram no modelo que continha 02 dentes, 01 implante e 01 pântico entre estes pilares (DDPI). No implante, as maiores tensões encontradas foram no modelo que continha 01 dente, 01 implante e 02 pânticos entre os pilares (DPPI). As menores tensões encontradas, tanto no dente quanto no implante, foram no modelo que continha 01 dente, 02 implantes e 01 pântico entre os pilares (DPII). Nenhuma diferença foi encontrada entre os modelos DDPI e o que continha 01 dente, 01 implante e 01 pântico entre estes pilares (DPI). Quando a carga foi aplicada somente em um, dois ou três elementos da prótese DPI, as menores tensões encontradas foram quando esta carga era aplicada somente no implante. As maiores tensões observadas em torno do implante foram no modelo onde a carga era aplicada somente no dente e no pântico. Para o dente, as maiores e menores tensões encontradas foram,

respectivamente, nos modelos onde se aplicou a carga somente no dente e em todos os elementos da prótese. Os autores concluíram que os implantes suportam a maior porção de carga funcional quando conectados aos dentes e que minimizando a carga sobre o dente, diminui a tensão em torno do pescoço do implante.

Analisando as interações biomecânicas de um dente esplintado a um implante, por uma prótese, sobre quatro tipos de osso, pelo método de elementos finitos, Lin et al. (2006a) observaram que o carregamento lateral aumenta os valores de tensão quando comparado com ao carregamento axial, sem considerar a qualidade óssea. Sob as mesmas condições de carga, os valores máximos das tensões no implante e na prótese não exibiram diferenças significantes entre a qualidade óssea. Inversamente, o valor máximo da tensão para o osso alveolar aumentou com a qualidade óssea reduzida, em particular o osso tipo IV. Quando o valor da carga foi reduzido em 1/5 sobre o pântico, os valores máximos das tensões no implante, osso e prótese diminuíram significativamente. Os resultados mostraram que os locais de concentração de tensões para implante, osso e prótese foram similares sob carga axial e lateral, independente da qualidade óssea. Para a carga axial, as concentrações máximas de tensões ocorreram no ponto de contato entre pilar e implante, na região disto-cervical da cortical óssea e porção inferior do conector mesial. Para a carga lateral, estas tensões se concentraram no ponto de contato entre pilar e implante, região cérvico-lingual da cortical óssea e região entre prótese e pilar. Os autores relataram a importância da qualidade óssea para o planejamento deste tipo de tratamento, bem como a importância do ajuste oclusal, minimizando o carregamento sobre os pânticos e conseqüentemente reduzindo as tensões em todos os elementos deste sistema.

Lin et al (2006b) reportaram a análise não-linear, pelo método de elementos finitos, de prótese dento-implanto-suportada variando o tipo de conexão, rígida ou semi-rígida, e o carregamento oclusal. Os resultados deste estudo mostraram que o deslocamento obtido no pré-molar aumentou muito mais em relação ao implante e que o pico de tensão dentro do implante foi significativamente grande quando a força vertical foi aplicada somente no pré-molar da prótese com a conexão rígida. Os valores máximos de tensão não foram significativamente diferentes quando a força foi aplicada nos pânticos e implante ou em todos os elementos da prótese, para ambos os tipos de conectores. Entretanto, o pico máximo de tensão foi reduzido

quando diminuiu a carga aplicada sobre os pânticos. Os autores concluíram que o ajuste oclusal poderia reduzir o efeito cantilever e redistribuir as tensões dentro do implante.

Lin et al. (2006b), através de simulação numérica pelo método de elementos finitos 3D e simulando contatos friccionais não-lineares entre os elementos, investigaram as interações biomecânicas de uma prótese dento-implanto-suportada, sob várias cargas oclusais, com conexão rígida e não-rígida. As maiores tensões encontradas no implante, osso e prótese foram quando forças laterais eram aplicadas ao sistema, sem considerar o tipo de conexão usada. Não houve diferença significativa entre os valores máximos de tensão exibidos pelo implante e pelo osso alveolar quando a conexão era rígida ou não-rígida. Por outro lado, os valores máximos de tensão encontrados para a prótese foram quando esta possuía conexão não-rígida, considerando todos os seis tipos de carga aplicada ao sistema. Os valores das tensões máximas para o implante, osso e prótese reduziram quando diminuiu a valor da carga aplicada ao pântico, tanto para a carga lateral, quanto para a axial. Considerando o deslocamento vertical do dente e implante sob as condições de carga vertical e lateral aplicadas, somente sobre o dente, este alcançou um deslocamento de aproximadamente 3.5 e 2.5 vezes, respectivamente, maior, considerando a conexão rígida. Utilizando uma conexão semi-rígida, o deslocamento vertical foi 23 e 9.9 vezes maior para o dente em relação ao implante, tanto para carga axial, quanto para carga lateral aplicadas somente sobre este elemento. Quando a carga era aplicada axialmente e lateralmente em todos os elementos da prótese, os valores de deslocamento, para os dois tipos de conexão foram menores que um (<1), não havendo diferença significativa entre valores encontrados para ambos os pilares. Sob carga axial, o dente e o implante também exibiram movimento lateral, sendo o do dente maior que o movimento do implante, devido às características do ligamento periodontal. Quando forças laterais foram simuladas, o deslocamento lateral do implante foi maior, devido ao "Gap" formado entre a prótese e o implante, para ambos os tipos de conexão. Embora os valores de deslocamento vertical e lateral foram maiores quando a conexão era não-rígida, uma conexão rígida também pode não evitar, de forma eficaz, algum deslocamento lateral, ou vertical.

Um estudo *in vitro* realizado por Özçelik & Ersoy (2007), investigou a análise das tensões em prótese dento-implanto-suportada através dos métodos de elementos finitos 2D e fotoelasticidade. Seis modelos desta prótese, de três elementos, foram construídos, sendo o implante posicionado na região do 2º molar inferior. Três eram modelos matemáticos e três eram fotoelásticos. Dois modelos apresentavam conexão rígida e os outros quatro, não-rígida, variando a posição do encaixe fêmea. Houve similaridades e diferenças entre a distribuição de tensão nos modelos, por ambos os métodos utilizados. Nos modelos analisados pelo método de elementos finitos (MEF), a força foi transmitida ao longo do osso, em direção longo eixo do implante, e a distribuição de tensão foi mais intensa na região mesio-cervical, diminuindo apicalmente. O valor máximo de tensão foi encontrado no osso cortical, circundante ao pescoço do implante. Nos modelos fotoelásticos, as maiores tensões encontradas foram na área mesio-cervical e no ápice do implante. Os autores consideraram que a alta concentração de tensão ao redor do pescoço do implante ocorreu devido ser este o centro de rotação dos implantes. Não houve diferença na distribuição de tensão observada entre as próteses com conexão rígida e àquelas com conexão não-rígida. Houve uma diminuição dos valores de tensões no modelo onde o encaixe fêmeo fora colocado na mesial do implante, tanto na análise por MEF, quanto para fotoelasticidade. Este estudo sugeriu que se houvesse a necessidade de unir dente e implante na mesma prótese, a conexão deveria ser não-rígida, com a fêmea posicionada na mesial do implante, o que permitiria o movimento fisiológico de dente, distribuiria as forças igualmente entre os dois pilares e protegeria o implante de momentos de flexão.

Maezawa et al. (2007) simularam quatro modelos de prótese dento-implanto-suportada, da região inferior, para análise por elementos finitos, com seis implantes intercalados, dois a dois, entre os caninos, de tal forma que quatro implantes foram representativos dos pilares posteriores e dois representaram os pilares anteriores. O primeiro modelo simulou uma conexão rígida entre os oito pilares, por meio de uma barra representativa da prótese. O segundo simulou uma segmentação entre os implantes do segmento anterior, caninos e segmento posterior. O terceiro modelo utilizou três segmentações da barra, entre os segmentos anteriores e posteriores, de tal forma que o canino estivesse unido aos implantes posteriores rigidamente. O quarto modelo assemelhou-se ao terceiro, porém com os caninos unidos aos

implantes do segmento anterior. As cargas aplicadas aos modelos simularam a máxima intercuspidação, a guia canina e a função em grupo. A prótese com conexão rígida foi a que apresentou uma melhor distribuição de tensão na região óssea peri-implantar, com menores valores de tensão do que os modelos segmentados. Nos modelos 3 e 4, os valores máximos de tensão ao redor do ligamento periodontal foram menores àqueles encontrados no modelo 2, porém semelhantes em torno do tecido ósseo peri-implantar, em todos estes três modelos. Menores tensões foram encontradas quando se simulou a desocclusão com função em grupo, comparada àquela por guia canina. Os autores afirmaram que as tensões poderiam ser melhores distribuídas pela rígida osseointegração sobre uma grande área, entre os implantes e osso, ao contrário de um forte contato unitário em uma pequena área da superfície radicular (guia canina). Em relação às conexões, os autores relataram que a estrutura rígida possuía uma habilidade superior na transferência de carga e especulou-se que a componente horizontal da carga era compensada por cargas em outros locais da prótese. Em compensação, as próteses que apresentavam segmentação tinham os custos de reparo, em casos de falhas, minimizados. Além disso, este estudo sugeriu que, nos casos de pacientes parcialmente edêntulos, os caninos fossem conectados aos implantes como uma opção viável, uma vez que as tensões encontradas próximo aos implantes posteriores conectados aos caninos (modelo 3) foram menores do que nos modelos 2 e 4.

De Paula et al. (2012) compararam a distribuição de tensões entre próteses dento-implanto-suportadas (PDIS) e implanto-suportadas (PIS), variando a extensão da prótese (três e quatro elementos) e o diâmetro dos implantes, pelo método de elementos finitos com modelos bi-dimensionais. Oito modelos matemáticos foram construídos, sendo 4 de PDIS e 4 de PIS com implantes hexágono externo de 3.75 x 10 mm e 5.0 x 10 mm em região posterior direita de mandíbula. Todos os modelos foram importados para programa de análises de tensões (Ansys 9.0) e submetidos à aplicação de cargas verticais, simulando contatos cêntricos. Todas as estruturas dos modelos foram consideradas homogêneas, lineares e isotrópicas. A análise da distribuição das tensões foi qualitativa pelo critério de von Mises. Os autores concluíram que as PDIS com menor número de elementos e com maior diâmetro do implante resultaram em distribuição de tensões mais homogênea e com menor

concentração de tensões nos implantes e que ambas apresentaram concentrações de tensões similares às próteses implanto-suportadas de 3 elementos. As próteses de 4 elementos originaram concentrações de tensões maiores sobre os implantes e os pânticos. Além disso, em todos os modelos analisados, as concentrações de tensão estiveram presentes nos implantes.

2.3 Implantes Hexágono Externo, Hexágono Interno e Plataforma *Switching*

Devido aos problemas de afrouxamento do parafuso do pilar em próteses parafusadas sobre implantes hexagonais externos e a tentativa dos fabricantes destes implantes introduzirem parafusos com tratamento de superfície e até mesmo testá-los em material diferente, como o ouro, Martin et al (2001) avaliaram o material e o tratamento de superfície de 04 parafusos do pilar na geração de pré-carga e manutenção da estabilidade da junção pilar/implante hexágono externo. Concluíram que os parafusos Gold-tite e Torq-tite reduziram o coeficiente de atrito e, portanto, aumentaram a pré-carga contrariamente aos parafusos de ouro e de titânio sem tratamento de superfície. Isso contribuiu para aumentar a estabilidade da junção pilar/implante.

Khraisat et al. (2004) realizaram um estudo de revisão clínico e mecânico com o objetivo de analisar a estabilidade da junção pilar/implante em prótese unitária sobre implante hexágono externo. Baseado nos estudos avaliados relataram que a sobrecarga e a presença de desajuste na interface da junção pilar/implante são fatores críticos que podem causar instabilidade nessa junção. O alinhamento do implante e uma junção estável, além de ajuste oclusal através da redução da extensão da restauração e nivelamento do plano oclusal deveriam ser avaliados a fim de evitar momentos de flexão causados pelos componentes laterais das forças oclusais e consequente afrouxamento do parafuso do pilar. O efeito de afrouxamento do parafuso do pilar era minimizado com o uso do parafuso de ouro. Em relação ao implante hexágono externo, relataram que o componente hexagonal era, inicialmente, utilizado durante o procedimento cirúrgico de instalação e posicionamento do implante. Posteriormente passou a ser utilizado como um componente anti-rotacional para aumentar estabilidade da prótese. Por isso, os estudos que os autores avaliaram nesta revisão indicaram que a altura do hexágono

é muito importante para a manutenção do componente anti-rotacional ótimo e que este deveria ser de 1,2 e não de 0,7 mm.

Em 2004, Bernardes analisou qualitativa e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em peças simulando implantes com a mesma forma externa, diferindo apenas no tipo das junções: hexagonal externa (HE), hexagonal interna (HI), cônica interna (CI) e um implante sem junção (peça única). Concluiu que quando sujeito a uma força axial as junções analisadas não apresentaram diferenças para a distribuição de tensão ao redor dos implantes, porém para o carregamento excêntrico os implantes de hexágono interno apresentaram os melhores resultados e os hexágonos externos, os piores.

Utilizando a técnica fotoelástica, Bernardes et al. (2005) avaliaram, quantitativamente, a distribuição de tensão na região cervical de implantes com diferentes junções. Neste trabalho foram utilizados quatro implantes sem rosca e com dimensões idênticas, diferindo apenas nas respectivas junções (4,1mm x 13 mm). Utilizou resina acrílica flexível (Polipox®, SP, Brasil), para confecção dos modelos, sendo os mesmos adaptados a um dispositivo para aplicação de carga nos implantes associado a um polariscópio. Foi aplicada carga axial e fora do eixo nos implantes (1kgf). As ordens de franjas foram delimitadas e pontos estratégicos foram estabelecidos para obtenção dos valores da tensão cisalhante máxima (τ). Os autores concluíram que a fotoelasticidade de transmissão plana apresentou-se como metodologia simples, barata e de fácil análise, retratando de maneira aproximada os campos de tensão e deformação que ocorreram nos modelos, ideal para emprego em implantes dentários. Quanto aos implantes, observou um comportamento semelhante, independente do tipo de junção, para o carregamento axial. Quando do deslocamento da força para fora do longo eixo das estruturas analisadas, as mesmas apresentaram comportamentos diferentes.

Em 2006, Bernardes et al. realizaram um estudo que avaliou a distribuição de tensão sobre os implantes de mesma forma externa, diferindo apenas nas junções: hexágono externo (HE) e hexágono interno (HI) por meio da técnica fotoelástica. Os modelos fotoelásticos foram submetidos a carregamentos compressivos, axial e deslocado 6,5 mm do centro. Sessenta e um (61) pontos em torno do implante foram analisados. As diferenças entre as junções sob carga axial foram de 1,28% a mais

para HE na análise de todo o corpo do implante e 2,11% a mais para HE na região de plataforma. Sob carga não-axial, o grupo HI apresentou os menores valores e o grupo HE apresentou 12,93% a mais de concentração de tensão na comparação dos 61 pontos. Nos primeiros nove pontos, os menores níveis de tensão foram de HI e os maiores de HE com 17,36%.

Khraisat et al. (2006) investigaram, através de um estudo *in vitro* o efeito do carregamento cíclico lateral com diferentes posições de carga e períodos no deslocamento rotacional (RD) de implantes hexágonos externo. Quatro grupos com 05 implantes foram submetidos à cargas cíclicas e de 50 N, sendo que em dois grupos foram aplicadas cargas cíclicas centralmente e perpendicular ao longo eixo dos implantes, enquanto nos dois outros grupos a carga foi aplicada a 4,0 mm de distância do centro simulando carregamento excêntrico. Os autores concluíram que, dentro das limitações do estudo, o deslocamento rotacional dos componentes protéticos dos implantes hexágono externo ocorreu sob carga lateral excêntrica quando comparados ao carregamento cêntrico. Além disso, o deslocamento aumentou consideravelmente com longos períodos de carga lateral excêntrica.

Lanza & Lanza (2007) sugerem que fixações com implante de hexágono interno apresentam uma maior e melhor distribuição de forças que implantes de hexágono externo. Perda ou afrouxamento de parafuso podem resultar em deslocamento da prótese, causando perda de função. Isso ocorre mais freqüentemente nas restaurações unitárias parafusadas em regiões posteriores em implantes de hexágono externo. Concluiu-se que conexões de hexágono interno são clinicamente mais favoráveis nas próteses unitárias e parciais.

Um estudo *in vitro* foi realizado para determinar se pilares de zircônia com conexão interna exibiam fraturas sob carga aplicada similar a pilares de zircônia com conexão externa (Salier et al., 2009). Quatro grupos com 20 amostras foram criados para este estudo: pilares Straumann Cares sobre implantes Straumann - conexão interna (A); pilares Procera sobre implantes Branemark - conexão externa (B); pilares Procera sobre implantes Nobel - Replace - conexão interna (C); e pilares Zirabut sobre implantes Straumann - conexão interna (D). Os pilares de zircônia dos grupos A e C tinham um componente metálico secundário, ao contrário dos grupos B e C, ou seja, os pilares de zircônia eram parafusados sobre este componente metálico, enquanto os outro eram parafusados diretamente sobre a plataforma dos

implantes. Das 20 amostras de cada grupo, 10 foram restauradas com coroas cerâmicas infiltradas por vidro e as outras 10 não receberam restaurações. Cargas estáticas foram aplicadas em todos os grupos até falharem. Os autores concluíram que pilares de zircônia com um componente metálico secundário exibiram momentos de flexão significativamente maiores que pilares sem este componente secundário para conexão pilar/implante interna ou externa. Além disso, a conexão interna adicionada de um componente metálico secundário mostrou um considerável aumento do momento de flexão comparado à conexão externa para o mesmo tipo de pilar. As amostras restauradas não apresentaram diferença estatisticamente significativa àquelas sem restauração com relação ao momento de flexão. Os resultados deste estudo demonstraram uma distribuição de carga superior para pilares de zircônia/implantes com conexão interna e que o componente metálico secundário parecia ser vantajoso na dissipação de forças.

Freitas-Júnior et al. (2011) realizaram um estudo *in vitro* para avaliar o efeito de próteses cimentadas e parafusadas em implantes com conexão interna e externa. A confiabilidade e o padrão de falha foram avaliados em todos os grupos deste estudo. Os implantes e as próteses foram divididos em quatro grupos (n=21): prótese parafusada com conexão interna (Si); prótese parafusada com conexão externa (Se); prótese cimentada com conexão interna (Ci) e prótese cimentada com conexão externa (Ce). As próteses parafusadas foram torqueadas sobre os implantes com força de 30 N e as outras cimentadas com cimento Rely X Unicem, 3M Espe) Todos os grupos foram submetidos ao teste de fadiga com cargas cíclicas. Os resultados encontrados neste estudo foram: O grupo Ci apresentou maior confiabilidade, enquanto o grupo Se teve a menor confiabilidade. As restaurações parafusadas, tanto sobre os implantes hexágono externo (HE) quanto sobre os hexágonos internos (HI), apresentaram, principalmente, fratura do abutment. As restaurações cimentadas resultaram em falhas no parafuso do grupo Ce, porém o grupo Ci apresentou fratura do parafuso e implante em algumas amostras. Os autores atribuíram a fratura do implante/parafuso no grupo Ci às concentrações de tensões na região da primeira rosca do parafuso do pilar, enquanto que, para a fratura do implante, atribuíram a forte engrenagem da restauração cimentada associada à conexão interna, os quais estavam sujeitos à carga de alta magnitude.

Tonella et al. (2011a) avaliaram a distribuição de tensões em próteses fixas implanto-suportadas de 03 elementos e unitárias sobre implantes hexágono externo, hexágono interno e cone Morse pelo método da fotoelasticidade. Seis modelos foram fabricados com a resina fotoelástica PL-2: 3 modelos de próteses fixas implanto-suportadas com implantes de 4,0 x 10,0 milímetros na região de 2º pré-molar e 2º molar, sendo um modelo para cada tipo de conexão do implante, e três modelos de prótese unitária para cada tipo de implante. A fabricação das próteses foi padronizada. Um polariscópio circular foi usado, e cargas axial e oblíqua (45º) de 100 N foram aplicadas em uma máquina de ensaios universal. Os resultados foram fotografados e analisados qualitativamente. Os implantes hexágonos internos apresentaram melhor distribuição de tensões e menor intensidade de franjas seguido pelo hexágono externo e implantes cone Morse para os modelos com as próteses de 3 elementos. Para as próteses unitárias, o implante cone Morse apresentou melhor distribuição de tensões, seguido pelos implantes de hexágono interno e externo. A carga oblíqua aumentou o número de franjas fotoelásticas em todos os modelos. Os autores concluíram que os implantes de hexágono interno apresentaram melhor comportamento biomecânico para as próteses implanto-suportadas de 03 elementos, enquanto que o implante cone Morse foi mais favorável para a prótese unitária. A carga oblíqua foi responsável pelas maiores concentrações de tensões em todos os modelos.

Tonella et al. (2011b) avaliaram a distribuição de tensões de diferentes sistemas de retenção (cimentada ou parafusada) associados a diferentes conexões protéticas (hexágono externo, hexágono interno e cone Morse) em próteses parciais fixas implanto-suportada de 03 elementos através da fotoelasticidade. Seis modelos foram fabricados com resina fotoelástico PL-2, e cada modelo continha dois implantes de 4,0 x 10,0 mm. As próteses foram padronizadas e fabricadas em liga de Ni-Cr. Um polariscópio circular foi usado e cargas axiais e oblíquas (45º) de 100 N foram aplicadas em uma máquina de ensaios universal. Os resultados foram fotografados e analisados qualitativamente em um software gráfico (Adobe Photoshop). O sistema de retenção parafusado exibiu maior número de franjas para ambas as cargas axiais e oblíqua. Os implantes de hexágono interno apresentaram melhor e menor distribuição de tensão para ambas as próteses cimentadas e parafusadas. A carga oblíqua aumentou o número de franjas em todos os modelos

testados. O sistema de retenção cimentada apresentou melhor distribuição de tensão. O implante hexágono interno foi mais favorável do ponto de vista biomecânico. A carga oblíqua promoveu aumento de tensões em todos os sistemas e conexões testados.

Pita et al. (2011) relataram que o uso de próteses implanto-suportadas para substituir dentes perdidos tornou-se um tratamento previsível. Embora a alta taxa de sucesso tem sido relatada, a perda óssea peri-implantar pode ocorrer após o carregamento do implante e que avaliações de tensões na interface osso-implante-intermediário deveriam ser realizadas a fim de desenvolver novos modelos de plataforma protética e para compreender como as tensões se distribuem nesta interface. Vários tipos de plataformas protéticas estão disponíveis, tais como hexagonal interna e externa, cone morse e o conceito de plataforma *switching*. Portanto, este estudo teve como objetivo descrever criticamente as diferentes opções de plataformas protéticas em implantodontia, discutindo seus conceitos biomecânicos, utilização clínica, vantagens e desvantagens. Os autores relataram que todos os tipos de plataformas protéticas possuíam elevada taxa de sucesso do tratamento com implantes, seguindo critérios rigorosos de indicação e limitação. Concluíram, portanto, que um planejamento reverso na terapia com implantes é fortemente indicado para reduzir sobrecarga de implante, bem como a utilização de técnicas cirúrgico-protéticas avançadas são necessárias para se obter sucesso de reabilitação orais a longo prazo.

A estabilidade da interface osso-implante é necessária para a evolução clínica a longo prazo em reabilitações com próteses implanto-suportadas. As falhas de implantes que ocorrem após o carregamento funcional são principalmente relacionadas a fatores biomecânicos. Micro-movimentos e vibrações devido às forças oclusais podem levar a complicações mecânicas como afrouxamento do parafuso e fraturas do pilar ou dos implantes. O objetivo deste estudo foi investigar a distribuição de tensão nas áreas de conexão implante-intermediário de diferentes sistemas sob condições de carga semelhantes em cinco conexões implante-intermediário de diferentes fabricantes pelo método dos elementos finitos. De acordo com a análise, os sistemas de conexão com implante hexágono externo apresentaram os valores mais elevados de tensão e o sistema de conexão

hexágono interno apresentou os valores mais baixos de tensão (Balik; Karatas; Keskin, 2012)

Rossi; Zavanelli; Zavanelli (2012) avaliaram por meio da análise fotoelástica a distribuição de tensões na região cervical e apical de implantes com interface implante-pilar hexágono externo, hexágono interno e cone morse, e compararam-os com o novo conceito de plataforma *switching*. Cinco modelos fotoelásticos usando implantes de diferentes conexões foram construídos: hexágono externo (Alvim Ti, Neodent, Curitiba, Brasil), hexágono interno (OSSEOTITE completa, Biomet 3i, Florida, EUA), cone morse (Alvim CM, Neodent, Curitiba, Brasil) e dois implantes hexágono interno associados ao conceito de plataforma *switching* (Alvim II Plus, Neodent, Curitiba, Brasil) (Certain Prevail, Biomet 3i, Flórida, EUA). Esses modelos foram submetidos a duas cargas de compressão: axial de 20 kgf (carga I) e oblíqua (45°) de 10 kgf (carga II). Durante a análise qualitativa, imagens digitais foram obtidas de um polariscópio para cada situação de carga. Para as análises quantitativas em ambas as situações de carga, os valores de deformação média, mínima e máxima, em MPa, foram determinados na região cervical e apical. Os resultados da análise qualitativa mostraram menor concentração de tensão na área cervical para o hexágono interno associado à plataforma *switching*, para as duas situações de carga. Os mesmos resultados, na análise quantitativa, mostraram menos concentração de tensões ao redor do implante com hexágono interno associado à plataforma *switching* (17,9 MPa para carregamento I e 29,5 MPa para carregamento II), porém, sem diferença estatisticamente significativa entre os sistemas. As menores concentrações de tensões sugeriram fortemente o uso da plataforma *switching* como forma de prevenir a perda óssea ao redor da interface do implante-pilar. Os autores concluíram que com os resultados deste estudo seria possível optar na prática clínica pelo sistema de implante com plataforma *switching*.

Rompen (2012) realizou um estudo de revisão de literatura para verificar a influência da composição, tipo, design e desconexão de componentes transmucoso nos tecidos peri-implantares. Observou que a influência do tipo de implante tem sido pobremente estudada em humanos e que os dados de estudos em animais são controversos. Os estudos que investigaram a influência da plataforma *switching* sugerem que este tipo de plataforma teria um efeito positivo sobre o osso marginal. Porém, estes são extremamente heterogêneos com resultados controversos.

Para avaliar o efeito da variação do diâmetro do pilar na confiabilidade e distribuição de tensões dentro da conexão pilar/implante em implantes hexágono interno e externo, Freitas-Júnior et al. (2012) estudaram 84 implantes divididos em quatro grupos: implantes hexágonos externos com plataforma regular (REG-HE); implantes hexágono externo com plataforma *switching* (SWI-HE); implantes hexágono interno com plataforma regular (REG-HI) e implantes hexágono interno com plataforma *switching* (SWI-HI). Os pilares foram parafusados sobre os implantes e coroas totais metálicas cimentadas sobre os mesmos em região anterior de maxila. Os grupos foram submetidos a teste de fadiga e reproduzidos matematicamente para análise pelo método de elementos finitos tri-dimensional (3D). Os autores concluíram que altos níveis de tensões observados dentro da conexão pilar/implante, tanto para HE quanto para HI, quando reduzia o diâmetro do pilar e, portanto, sua área transversal, resultaram em menor confiabilidade para implantes hexágono externo, mas não para implantes hexágono interno. A confiabilidade com intervalo de confiança de 90% foi 0,53; 0,93; 0,99 e 0,99 para SWI-HE, REG-HE, SWI-HI e REG-HI, respectivamente. O padrão de falha foi similar quando comparado a plataforma regular e a plataforma *switching* em todos os grupos.

Gurgel-Juarez et al. (2012) avaliaram a distribuição de tensão no osso peri-implantar simulando a influência da plataforma *switching* em implantes hexágono interno e hexágono externo pelo método de elementos finitos tri-dimensional. Quatro modelos matemáticos de prótese implanto-suportada unitária, simulando um incisivo central superior foram criados: implante hexágono externo e pilares com plataforma regular; hexágono interno e pilares com plataforma regular; hexágono externo e pilares com plataforma *switching* e hexágono interno e pilares com plataforma *switching*. Os autores utilizaram para análise os critérios de tensões principais máximas e mínimas, critério de von Mises e deformações elásticas principais máximas para osso cortical e trabecular, sob aplicação de carga oblíqua de 100 N. Concluíram que a influência de pilares com plataforma *switching* foi mais evidente para osso cortical do que para osso trabecular, principalmente nos implantes hexágono externo. Além disso, os implantes com hexágono externo apresentaram menor concentração de tensões quando associados a pilares com plataformas regulares e *switching* em comparação aos implantes com hexágono interno associados aos mesmos pilares.

Almeida et al., em 2013, avaliaram a confiabilidade e o modo de falha em próteses unitária de região anterior de maxila com diferentes conexões entre pilar/implante. Os implantes utilizados neste estudo foram hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Foram usados 63 implantes de 4,0 x10,0 mm dividido em três grupos de acordo com o tipo de conexão. Próteses totais metálicas foram cimentadas sobre os intermediários e submetidos ao teste de fadiga. Os resultados mostraram que a confiabilidade foi significativamente diferente entre os grupos: 99% para cone morse, 96% para hexágono interno e 31% para hexágono externo. Em relação ao modo de falha, os grupos exibiram falhas diferentes: o grupo de implantes HE exibiu fratura do parafuso do pilar, o grupo de HI apresentou fratura do parafuso do pilar e do implante enquanto o grupo cone morse flexão ou fratura do pilar e do parafuso do pilar.

Yang & Maeda (2013) avaliaram os efeitos biomecânicos da plataforma *switching* em implantes hexágono interno e externo no que diz respeito à deformação em torno dos implantes sob carregamento oclusal. Análogos dos implantes hexágono externo (HE) e interno (HI) de 5,0 x 12,0 mm foram embutidos em um bloco de resina acrílica simulando um rebordo edêntulo. Os pilares com diâmetros de 5.0, 4.2, e 3.7 mm foram parafusados aos análogos HE e HI. Uma carga de 100 N lateral foi aplicada em cada pilar com um ângulo de 30°, e os experimentos foram repetidos 10 vezes. Extensômetros foram anexados às superfícies dos análogos em 1 mm (área do pescoço) e 8 mm (área apical) abaixo da plataforma para medir a deformação em torno dos análogos sob carga. Os valores de deformação significativamente mais elevados foram encontrados em torno da área do pescoço em ambos os análogos (HE e HI) com pilares de 5.0 mm, seguido pelos pilares de 4.2 mm e 3.7 mm. Na área apical, um ligeiro aumento da deformação foi encontrado com uma diminuição no diâmetro do pilar, mas não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre os pilares de 4.2 e 3.7 mm de diâmetro para HI ($p > 0,05$). Conclusão: Dentro das limitações deste estudo, a plataforma *switching* reduziu o nível de deformação ao redor da área do pescoço dos análogos em ambos HE e HI durante o carregamento. No entanto, as diminuições em valores de deformação foram maiores no HE do que no HI.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

O objetivo deste estudo foi avaliar a biomecânica do tipo de conexão dos implantes - hexágono interno (HI) e hexágono externo (HE) - em próteses dento-implanto-suportadas, tendo como controle as próteses implanto-suportadas, por meio do Método dos Elementos Finitos com modelos tri-dimensionais (3D).

3.2 Objetivos específicos

a- Pelo método de elementos finitos, analisar e comparar, qualitativa e quantitativamente, entre os modelos do grupo teste e do grupo controle, sob carga oclusal axial (contatos cêntricos) e sob carga oblíqua (45°), as tensões geradas em:

1. osso alveolar
2. osso peri-implantar
3. dentina
4. ligamento periodontal
5. porcelana de cobertura
6. infraestrutura metálica
7. implantes
8. Intermediários
9. parafusos dos intermediários

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Método dos Elementos Finitos - Modelos 3D

Este método é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original (Lotti et al., 2006). Se divide em três etapas distintas: pré-processamento, processamento e pós-processamento.

Para tanto o primeiro passo é a construção do modelo virtual e a configuração do mesmo com propriedades dos materiais e condições de contorno como cargas e apoios. Essa etapa é chamada de pré-processamento.

A segunda etapa é chamada processamento em que todo o modelo com as configurações é submetido ao software de elementos finitos. Esse que calcula o comportamento das estruturas sob os estímulos simulados.

Na terceira etapa ou pós-processamento, todo o comportamento ou resultado da simulação já foi calculado, mas é necessário a plotagem e coleta dos dados a fim de verificar o impacto nas estruturas e as hipóteses analisadas na simulação.

4.1.1 Reconstrução virtual de tomografia computadorizada (TC)

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) proveniente de um voluntário com todos os dentes na boca, cedida com assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido, foi realizada. Abrange os dois terços inferiores da face com o objetivo de analisar a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,25 mm de distância perfazendo um total de 428 cortes com 640 x 640 voxels cada. Esses cortes foram gravados no formato Dicom¹ e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Simpleware 4.2, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom).

Devido ao nível de contraste e definição dos cortes a segmentação automática das estruturas apresentou resultados insatisfatórios (Figura 1), sendo impossível a determinação de algumas estruturas como o ligamento periodontal, esmalte, osso cortical e medular de forma adequada. Para contornar esse problema, a estrutura interna do osso, os dentes e o canal mandibular foram segmentados

¹ Digital Imaging and Communications in Medicine standart

manualmente e reconstruídos digitalmente resultando num modelo não paramétrico tridimensional (Figura 2), pois micro-tomografias capazes de reproduzir com fidelidade as estruturas mencionadas, com maior contraste e definição (Andreas; Colloca; Iacoviello, 2010; Gonzales et al., 2009; Magne, 2007; Tajima et al., 2009), resultariam em níveis de exposição a radiação inaceitáveis a pacientes vivos. O modelo foi gravado no formato STL (Stereolithography, 3D Systems, Rock Hill, USA) cuja superfície óssea possui 870203 faces poliédricas e cada dente aproximadamente 40 mil faces.

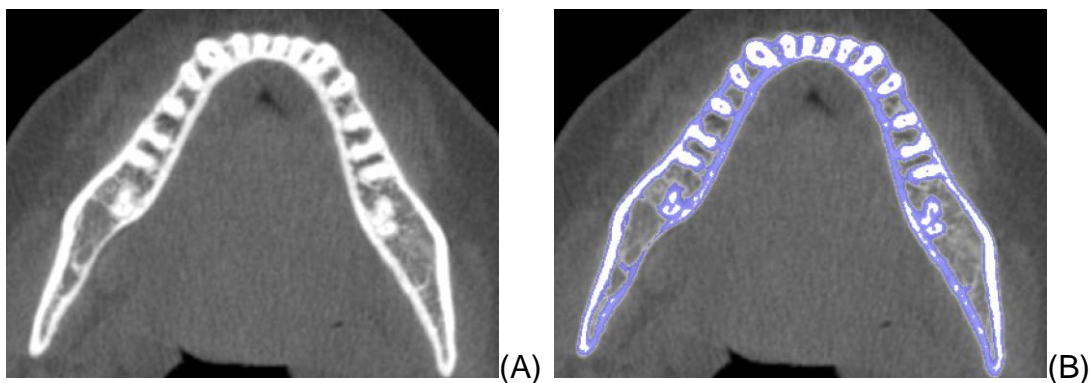


Figura 1: Tomografia com segmentação automática insatisfatória (B), não sendo possível marcar corretamente as estruturas.

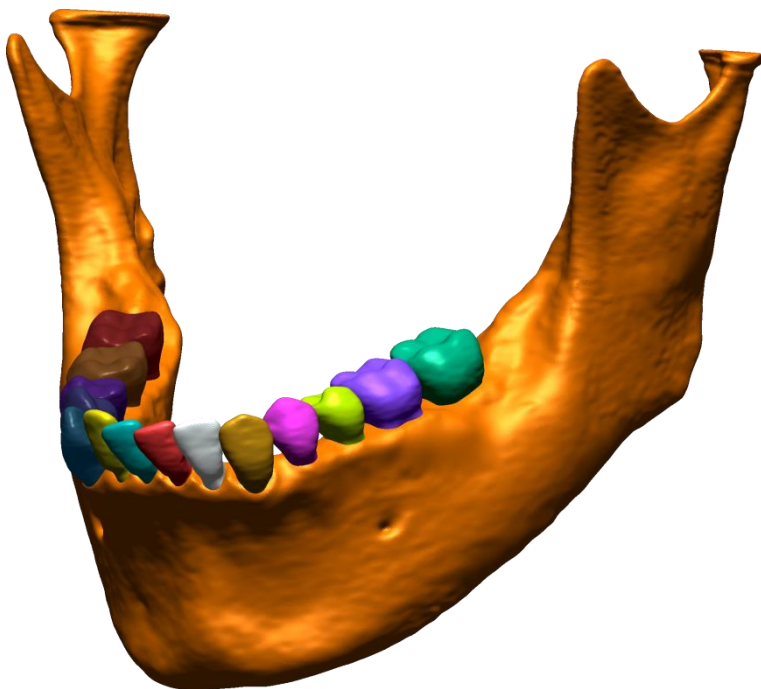
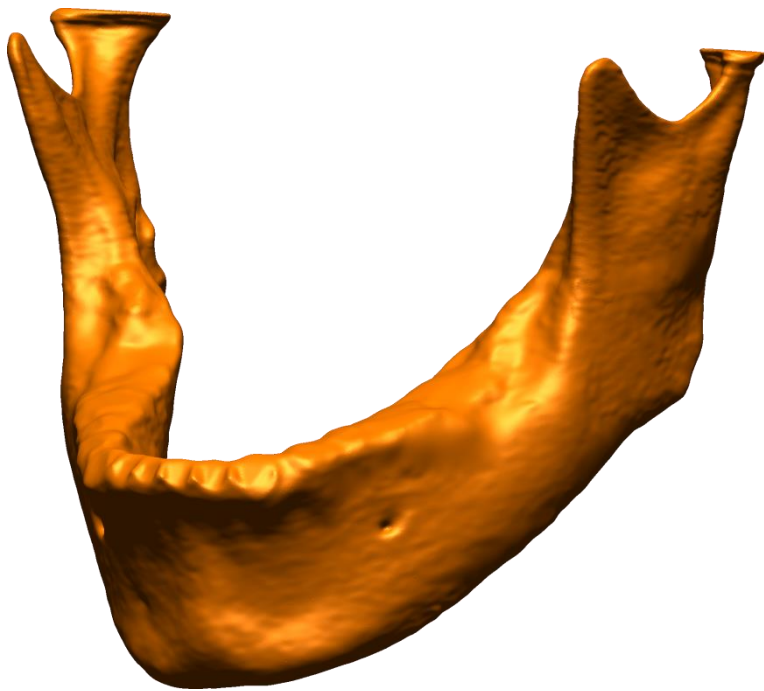


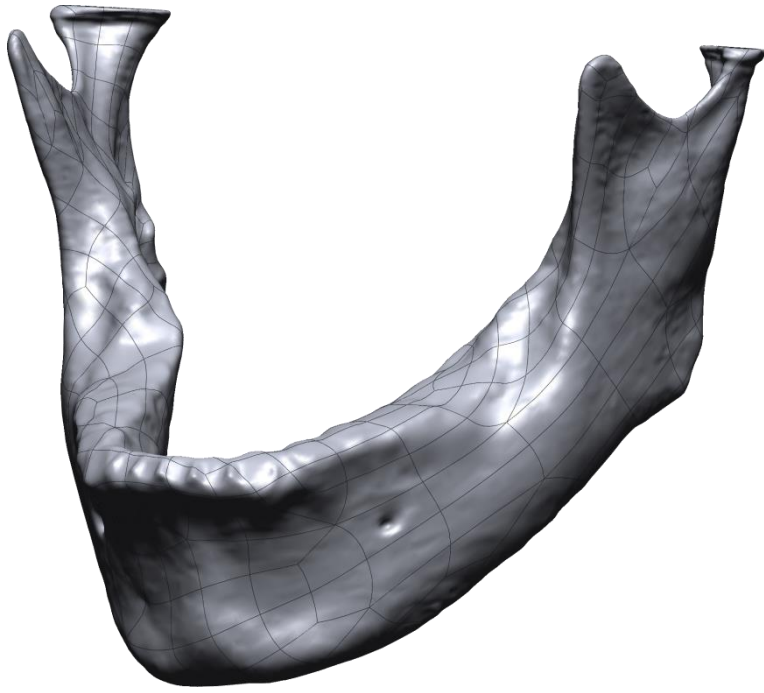
Figura 2: Modelo tridimensional da tomografia com osso e dentes

Posteriormente o modelo foi editado para a redução do número de faces, com o intuito de facilitar o processamento futuro. A simples diminuição do número de faces não paramétricas leva a uma grande distorção do modelo devido a essas faces serem exclusivamente triangulares e planas. Para possibilitar a edição posterior sem distorção significativa, os modelos foram parametrizados através do suplemento do software Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Através desse suplemento foi possível a transformação de modelos não paramétricos em paramétricos com faces do tipo NURBS², com mínima distorção (Figura 3). O modelo do osso parametrizado tem 456 faces e cada dente 250 faces aproximadamente.

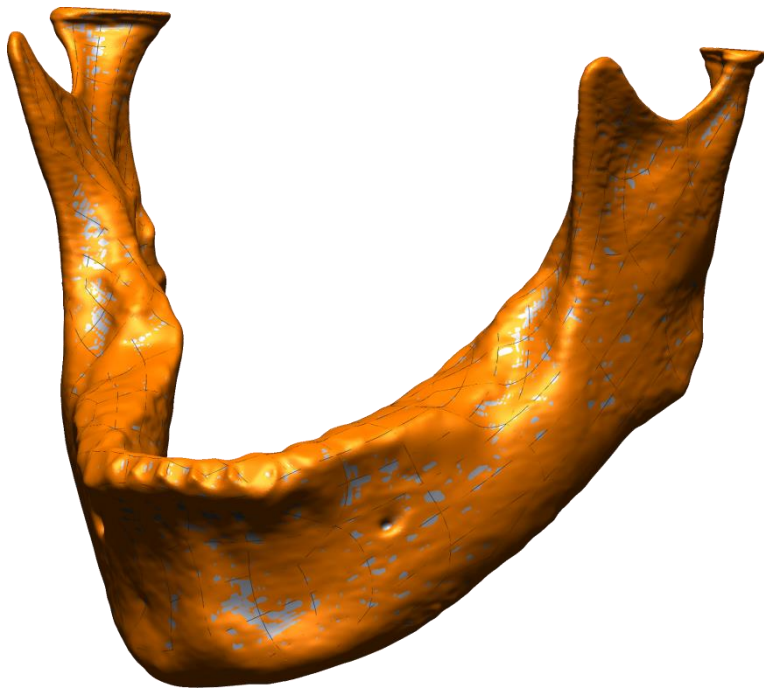


(A)

² Non Uniform Rational Bases Splines



(B)



(C)

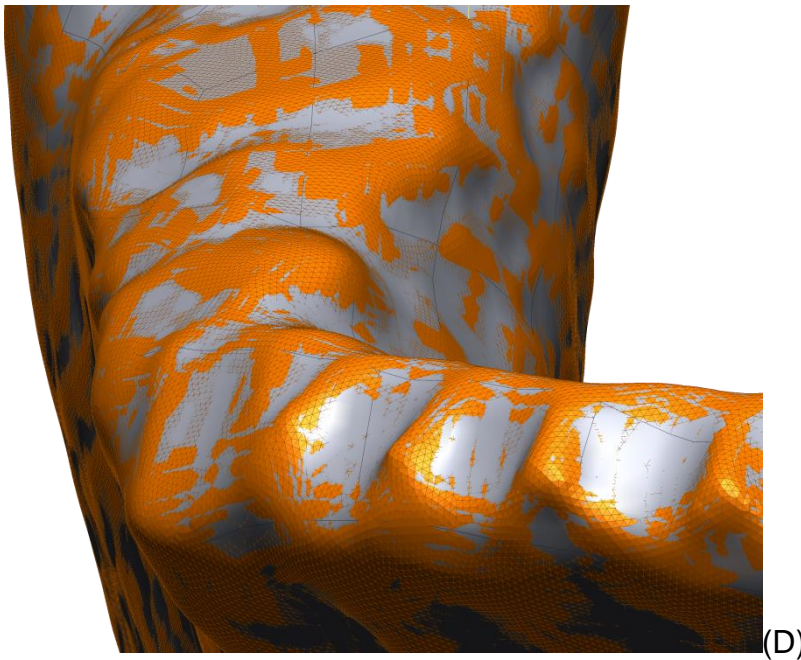


Figura 3: Parametrização do osso mandibular. A: modelo não paramétrico com 870 mil faces, B: modelo paramétrico com 456 faces, C: sobreposição dos modelos para mostrar a mínima distorção e D: modelos sobrepostos com plotagem de arestas para visualizar a relação de faces entre os modelos.

Após a parametrização dos modelos, foram utilizados recursos de casca, offset, splines, lofts e operações de combinação no software tipo CAD³ Solidworks e informações da literatura quanto às características geométricas das estruturas naturais ausentes para a modelagem manual necessária, a fim de gerar uma geometria dentro de padrões de normalidade humana. O osso cortical ao redor do ligamento e ao redor do canal mandibular tem 0.7 mm de espessura, o osso cortical superficial 2 mm de espessura, sendo a porção interna determinada como osso medular representando um osso tipo III segundo a classificação de Lekholm e Zarb (Lekholm; Zarb, 1985). Segundo a classificação, não existe critério objetivo para separar um tipo de densidade óssea do outro, sendo a definição subjetiva de um “osso cortical fino” utilizado. O ligamento periodontal foi modelado com 0,25 mm ao redor dos dentes (Lindhe; Nlang; Karring, 2008). Para diminuir o peso computacional apenas os elementos 35, 36 e 37, necessários para o estudo, foram reconstruídos.

Em conjunto com os modelos provenientes das tomografias foram modelados

³ Computer Aided Design

implantes e componentes protéticos para simular próteses parciais fixas de três elementos dento-implanto-suportadas e implanto-suportadas. Para padronização do trabalho todos os implantes e componentes protéticos foram baseados em produtos do fabricante Neodent (Curitiba, Brasil).

Para garantir que detalhes geométricos que possam afetar os resultados do trabalho sejam corretamente modelados, como as roscas dos implantes e parafusos, técnicas avançadas de engenharia reversa foram realizadas a fim de reproduzir com precisão adequada as geometrias analisadas. Implantes reais foram adquiridos (Figura 4) e analisados através de paquímetro digital (Litz professional, Alemanha), com lupa de aumento (Bio Art, São Carlos, Brasil) e microscópio digital (5 megapixels – modelo B008, Supereyes, Shenxhen D&F, Ltd, Bantian Village, China) com aumento de 10x - 500X e software de mensuração (Figura 5). Para a calibração do microscópio, a fim de realizar as mensurações, partes de fácil mensuração, como a plataforma do implante, foram analisadas com paquímetro digital e essa mensuração permite a calibragem do software a fim de medir as demais características da estrutura (Figura 6).



Figura 4: Implantes e componentes protéticos utilizados.

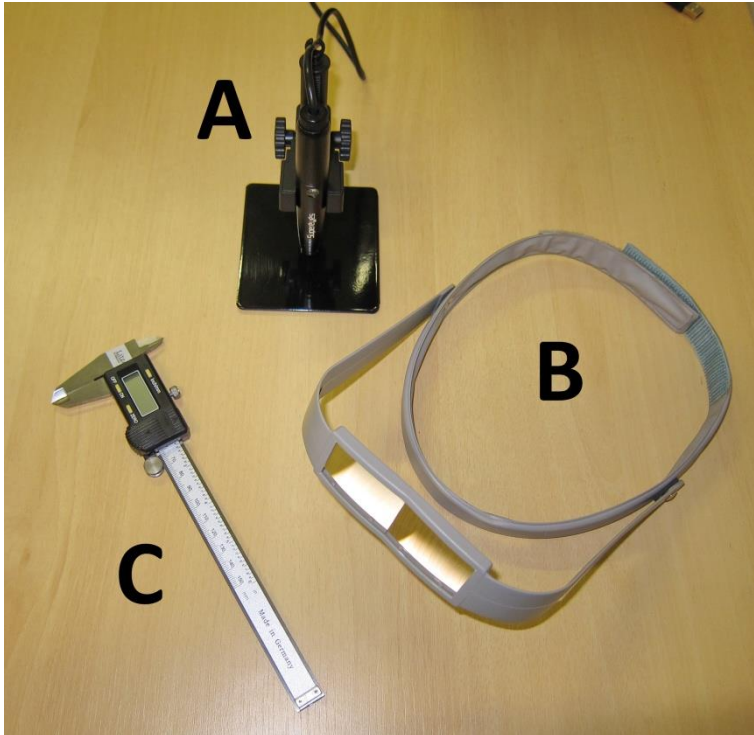


Figura 5: Microscópio digital (A), lupa de aumento (B) e paquímetro digital (C).



(A)



(B)



Figura 6: Imagens do microscópio digital com algumas mensurações realizadas.

Considerando as diferenças entre as variáveis, as próteses foram modeladas o mais semelhante possível, a fim de não favorecer nenhum dos modelos e tratamentos analisados. Com exceção dos fatores de variação, todos os modelos possuem as seguintes características:

Implantes:

- Implante do tipo Titamax Ti cortical, cilíndrico, com conexão do tipo hexágono externo, diâmetro de 3.75 mm (plataforma de 4,1 mm) e comprimento de 9 mm ou tipo Titamax II Plus cortical, cilíndrico, com conexão do tipo hexágono interno, diâmetro de 3.75 mm (plataforma de 4,3 mm) e comprimento de 9 mm.
- No posicionamento, os implantes apresentam um mínimo de 2 mm de distância do canal mandibular, por ser a distância mínima recomendada para evitar danos ao nervo (Greenstein; Tarnow, 2006) e a plataforma do implante foi posicionada na altura da crista óssea. O posicionamento relativo dos implantes foi o mesmo em todos os modelos.
- Intermediário personalizável com parafuso de titânio;

A Figura 7 mostra o modelo computacional dos implantes e componentes. Os intermediários foram modelados como se submetidos a um enceramento e fundição a fim de terem uma geometria superior semelhante entre eles, possibilitando que a infraestrutura e cerâmica sejam geometricamente idênticas entre os modelos HE e HI.

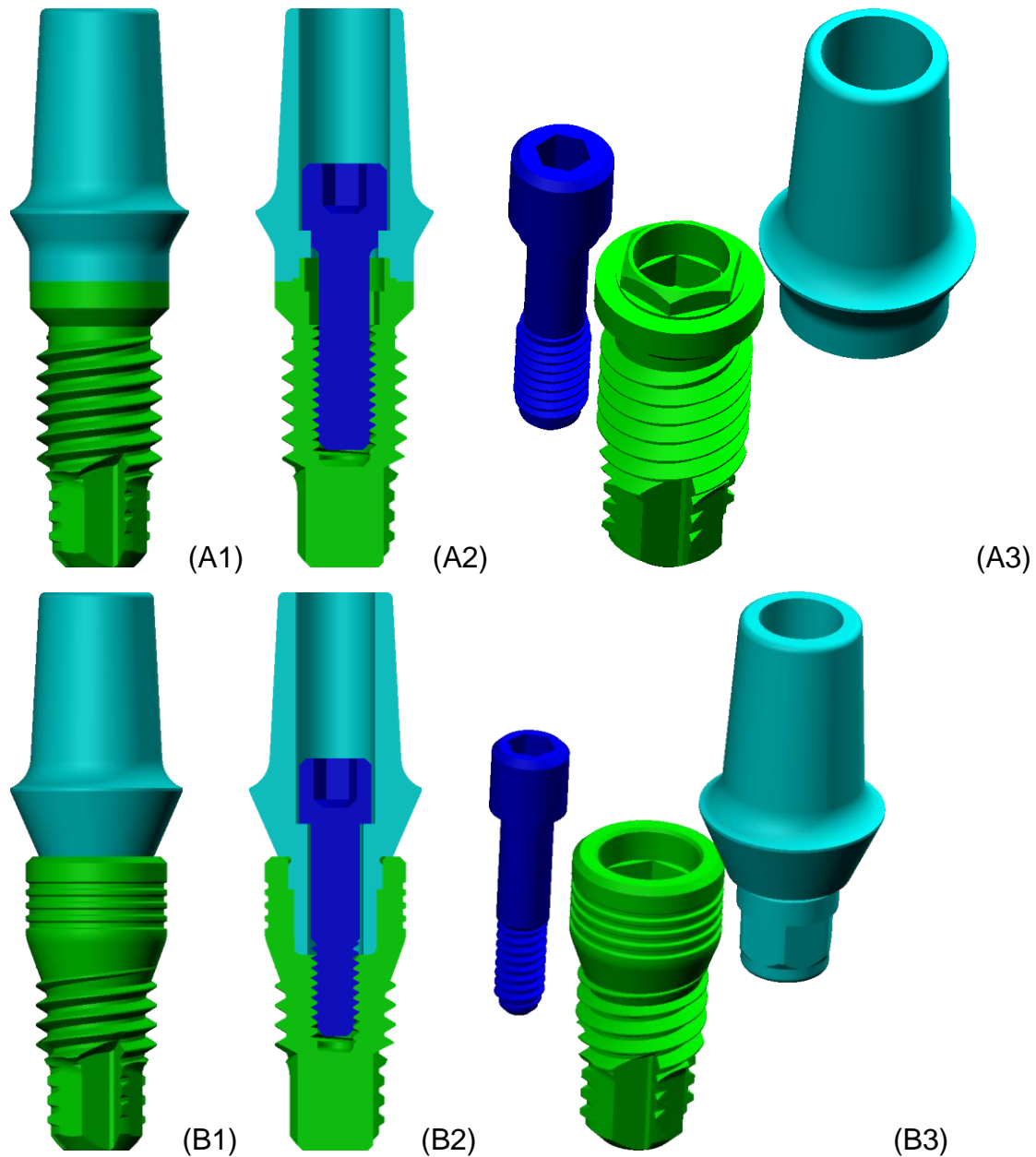


Figura 7: Vistas dos implantes e componentes protéticos. Conexão com hexágono externo (A) e interno (B).

Osso:

- Os elementos dentais, bem como alvéolo e ligamento periodontal foram seletivamente removidos e o osso basal editado para representar sua ausência, dependendo do modelo.
- Foi modelada uma perda óssea de 1,5 mm ao redor da plataforma dos implantes (Wheeler, 2007), característica de implantes osseointegrados.

Prótese:

- Infraestrutura de níquel-cromo, com um mínimo de 0,3 mm de espessura sobre o intermediário ou dentina e de forma semelhante a coroa cerâmica, com cinta metálica na região lingual.
- Porcelana feldspática recobrando a infraestrutura e modelando a forma coronária da prótese, com espessura mínima de 0,9 mm. A morfologia externa de todas as próteses foi semelhante e terá como base a face externa dos dentes naturais do paciente.
- Camada de cimento de fosfato de zinco, de aproximadamente 0,1 mm de espessura, entre as infraestruturas e os intermediários ou dentes. (Belser; Macentee; Richter, 1985; Karlsson, 1993; Mclean; von Fraunhofer, 1971; Sulaiman et al., 1997).

Modelos com dentes:

- Espessura de desgaste dentário de 1,2 mm na linha de término e 1,5 na oclusal aproximadamente; preparo expulsivo em 6 graus no terço cervical e linha de término na forma de chanfrado (Pegoraro et al., 1998).

A Figura 8 mostra modelos de diferentes elementos.

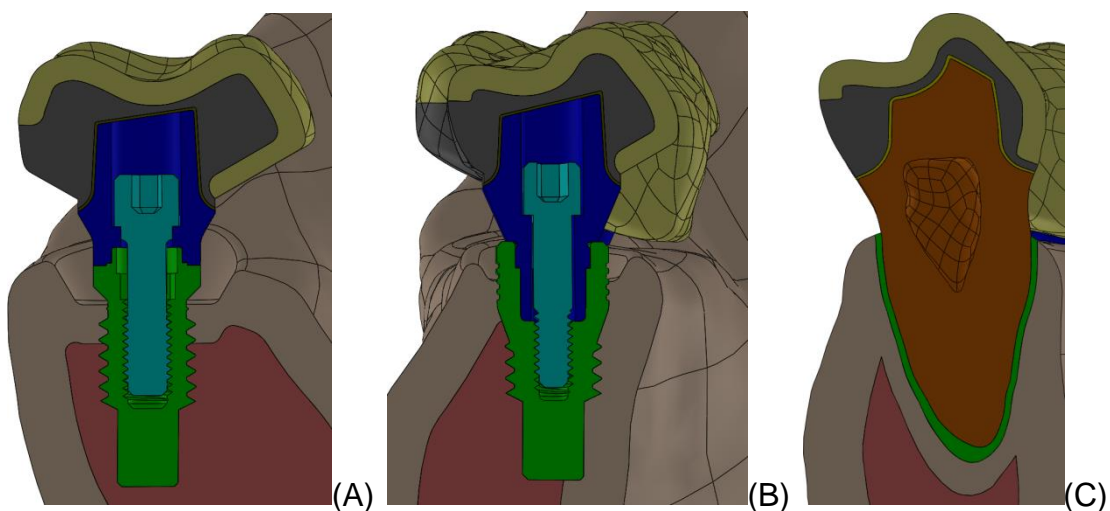


Figura 8: Vista em corte de diferentes elementos. A: hexágono externo no elemento 37, B: hexágono interno no 35 e C: dente no 35. As arestas foram plotadas para facilitar a visualização.

Estruturas antagonistas:

- Estruturas para simular o terço oclusal dos dentes antagonistas nos modelos de carga axial, simuladas como porcelana feldspática, com três pontos de contato por dente com 1 mm de diâmetro cada; na cúspide vestibular com um ponto na vertente vestibular e um na vertente lingual e na cúspide lingual com um ponto na vertente vestibular de cada elemento.
- Estruturas para padronizar a aplicação da carga oblíqua simuladas como porcelana feldspática, posicionadas na vertente vestibular da cúspide vestibular.

A Figura 9 mostra as duas estruturas antagonistas.

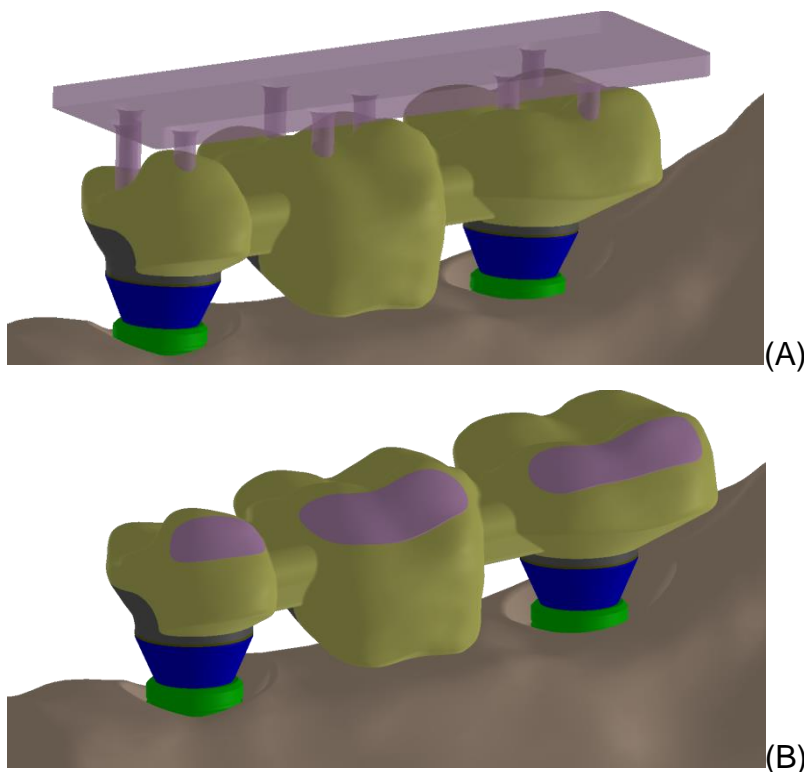


Figura 9: Vista das estruturas antagonistas. Axial com plotagem semitransparente para visualização dos contatos (A) e oblíqua (B).

Para garantir que a prótese dos modelos seja o mais padronizado possível, foram construídas coroas unitárias em cada um dos elementos de cada modelo. Um modelo de uma única barra de cerâmica com infraestrutura foi construído e essa

barra junto com os elementos unitários foram utilizados para construir todas as próteses parciais fixas (Figura 10).

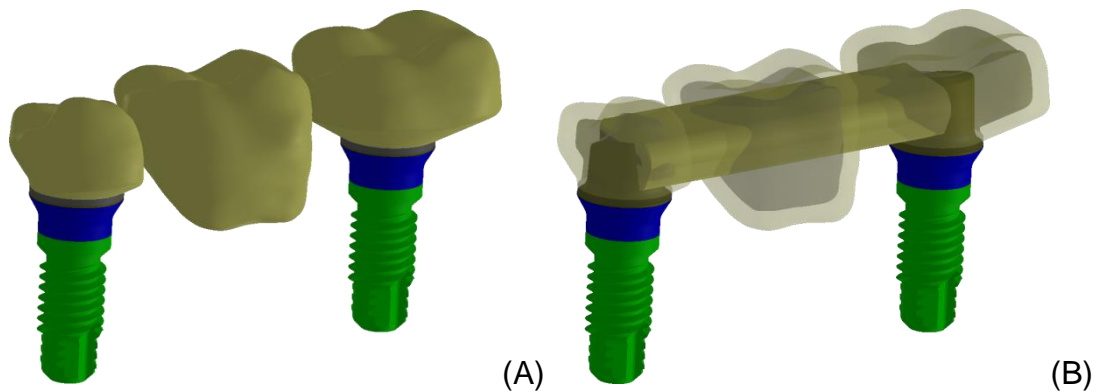


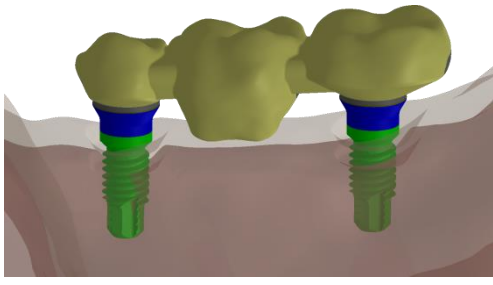
Figura 10: Vista de elementos unitários (A) e barra de união padronizada para uniões (B).

4.1.2 Variáveis

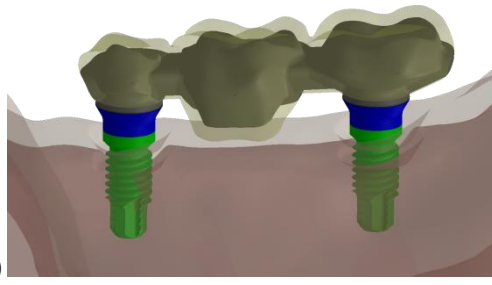
Os diferentes modelos desta pesquisa tiveram o objetivo de avaliar o impacto na distribuição de tensões do osso periodontal, peri-implantar e componentes protéticos em reabilitações posteriores com ou sem união dente-implante, com diferentes conexões protéticas.

- Modelo A (controle HE): prótese parcial fixa com os elementos 35 e 37 como implantes pilares com conexão do tipo hexágono externo e pântico na região do elemento 36;
- Modelo B: prótese parcial fixa com o elemento 35 como dente pilar o elemento 37 como implante pilar com conexão do tipo hexágono externo e o elemento 36 como pântico;
- Modelo C (controle HI): prótese parcial fixa com os elementos 35 e 37 como implantes pilares com conexão do tipo hexágono interno e pântico na região do elemento 36;
- Modelo D: prótese parcial fixa com o elemento 35 como dente pilar o elemento 37 como implante pilar com conexão do tipo hexágono interno e o elemento 36 como pântico.

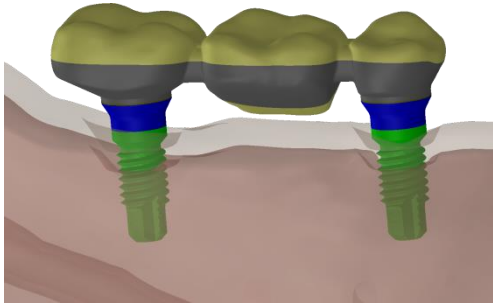
A Figura 11 mostra os diferentes modelos da pesquisa.



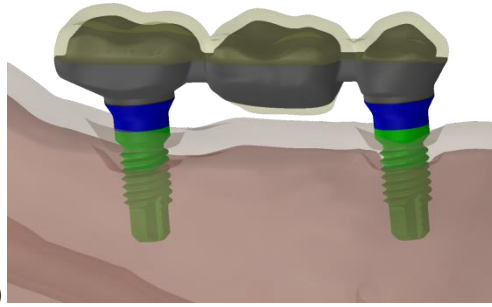
(A1)



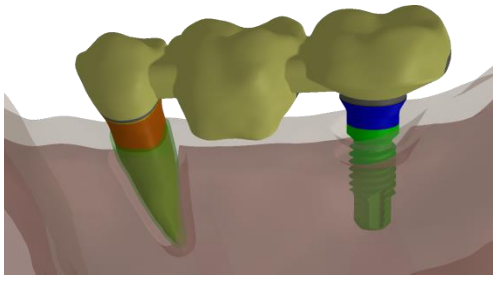
(A2)



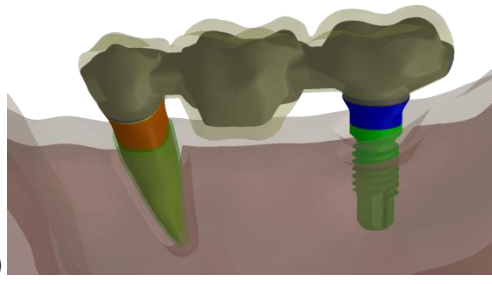
(A3)



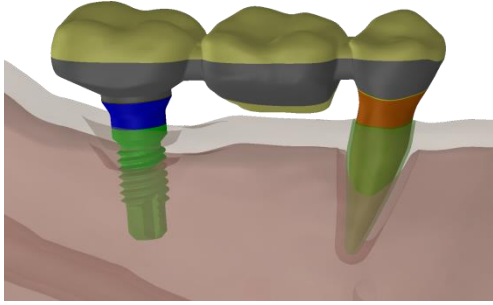
(A4)



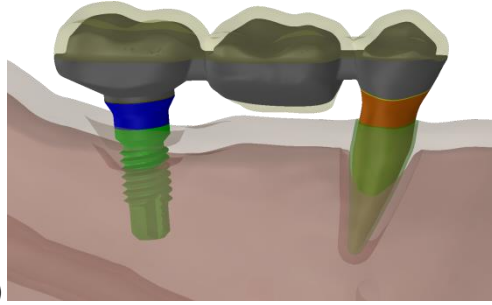
(B1)



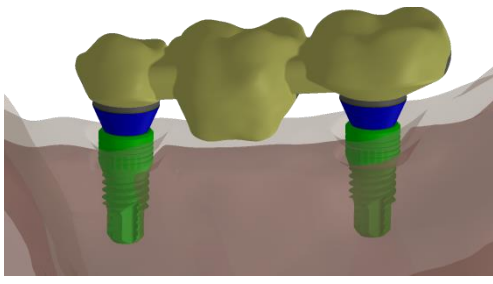
(B2)



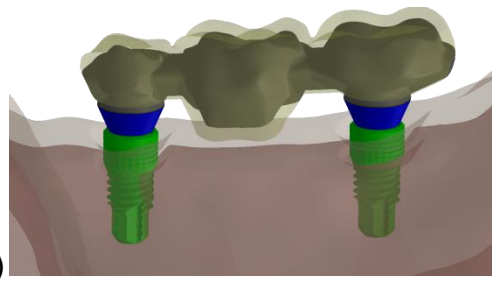
(B3)



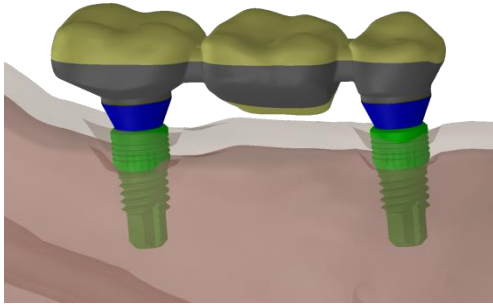
(B4)



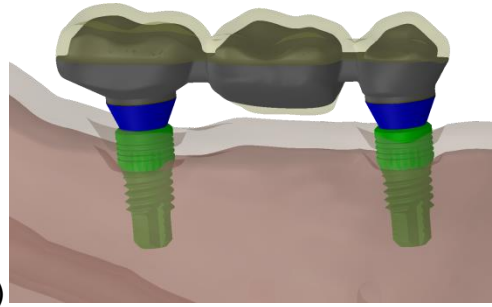
(C1)



(C2)



(C3)



(C4)

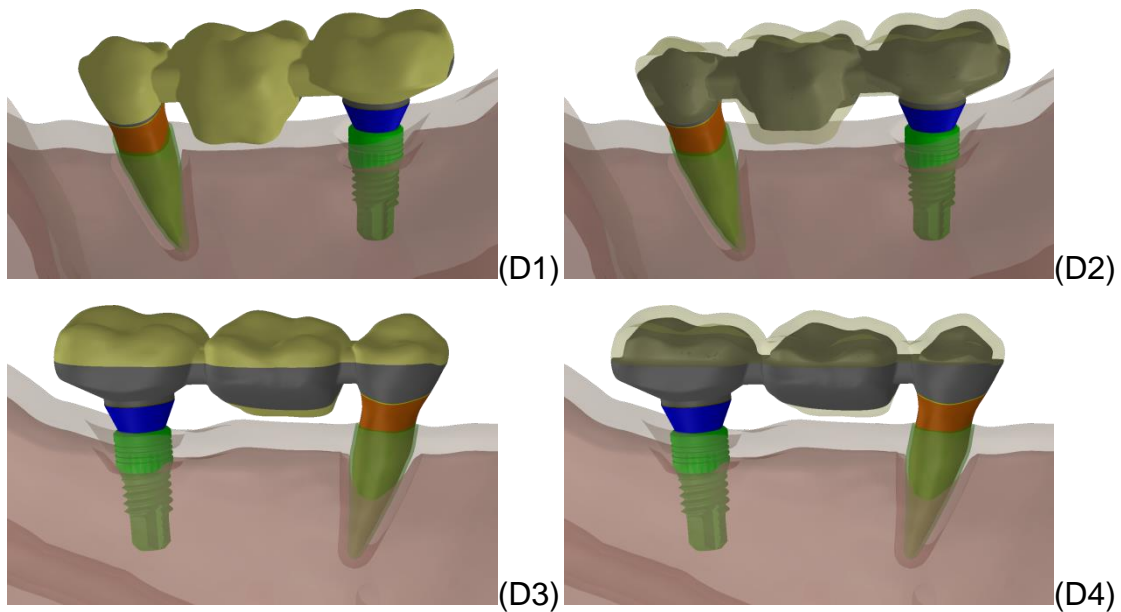


Figura 11: Diferentes vistas dos modelos da pesquisa. A cerâmica foi plotada como semitransparente em algumas vistas para possibilitar a visualização da infraestrutura.

As áreas de inserção óssea cortical e medular nos diferentes modelos com os tipos de implantes se encontra no Quadro 1.

Quadro 1: Área de inserção óssea cortical e medular nos diferentes modelos e tipos de implantes.			
Implante - Modelo	Inserção cortical (mm²)	Inserção medular (mm²)	
Implante HE – elemento 37 - Modelo A e B	23,29	81,8	
Implante HE – elemento 35* - Modelo A	47,68	57,38	
Implante HI – elemento 37 - Modelo C e D	22,95	86,54	
Implante HI – elemento 35* - Modelo C	51,09	58,14	

4.1.3 Simulação

Todos os modelos foram exportados do software Solidworks, para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), através de suplemento de importação próprio do Ansys.

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada componente, os diferentes elementos dos modelos foram configurados com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura, conforme a tabela 1. Todos os materiais e estruturas foram considerados lineares-elásticos e isotrópicos

Tabela 1: Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson
Dentina(Holmes; Diaz- Arnold; Leary, 1996)	18600	0.31
Ligamento periodontal(Holmes et al., 1996)	68,9	0.45
Osso cortical(Holmes et al., 1996)	13700	0.3
Osso Medular(Holmes et al., 1996)	1370	0.3
Níquel-cromo (Huysmans; Van Der Varst, 1993)	200000	0,33
Porcelana feldspática(Zarone et al., 2006)	69000	0.3
Titânio (Benzing; Gall; Weber, 1995)	110000	0.35
Cimento de fosfato de zinco (Hall et Al., 1973)	76000	0,35

Os contatos entre infraestrutura e cimento de fosfato de zinco foram configurados com um coeficiente de fricção de 0,2 (Ludema, 1996; Tillitson; Craig; Peyton, 1971), pois não há adesão perfeita entre o cimento de fosfato de zinco e demais estruturas, mas apenas embricamento mecânico (Anusavice, 2003). O contato entre parafuso e implante e entre parafuso e intermediário foi configurado como “rough” (configuração: elemento de contato Ansys conta174-targe170 keyopt(12) - 1)⁴. Esse modelo de contato permite a formação de espaços, mas não permite deslizamentos entre as superfícies, sendo considerado um coeficiente de fricção infinito e foi selecionado devido ao fato de que um parafuso, depois de

⁴ Configurações do software de elementos finitos Ansys

aplicado o torque, não deve deslizar/soltar com forças mastigatórias normais. No contato entre implante e intermediário, por simplificação, foi considerado um contato “frictionless” (configuração: elemento de contato Ansys conta174-targe170 keyopt(12) - 0), que permite deslizamentos entre superfícies e formação de espaços, devido à possibilidade das cargas mastigatórias formarem espaços entre as estruturas e promoverem deslizamentos entre as superfícies. Todos os demais contatos, com exceção dos referentes ao antagonista na carga axial, como explicado adiante, foram configurados como “bonded” (configuração: elemento de contato Ansys conta174-targe170 keyopt(12) - 5), que não permite a formação de espaços e deslizamentos. Os contatos não lineares estão indicados na Figura 12.

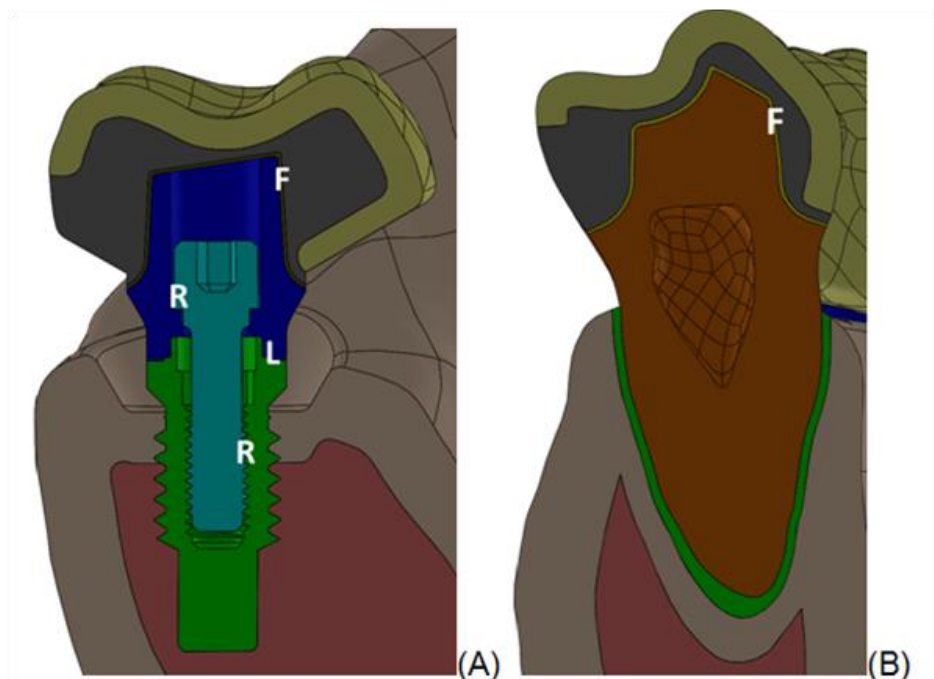


Figura 12: Contatos não lineares na simulação. R = “rough”, F = “frictional” e L = “frictionless”

Para a simulação das cargas mastigatórias foram analisados dois padrões. No primeiro padrão, ou carga axial, para simular o contato oclusal, estruturas antagonistas foram configuradas com suportes sem fricção nas suas laterais, de forma a permitir um movimento unicamente ocluso gengival. Os contatos entre a estrutura antagonista e as próteses foram configurados como “frictionless”, sendo que esses permitem deslizamentos e formação de gaps, de forma a possibilitar além da intrusão, um movimento vestibulo-lingual dos implantes e dentes, à semelhança da situação real.

As forças mastigatórias podem apresentar picos de 350N na região posterior e 200N na região anterior (DeLong; Douglas, 1991; Hidaka et al., 1999; Koriotoh et al., 1997). Estudos demonstraram que próteses fixas podem sofrer tensões que atingem 650N (Ferrario et al., 2004; Jemt; Karlsson; Hedegard, 1979). Entretanto, para o presente estudo, foi utilizada uma carga de 100 N para simulação de uma carga mastigatória normal.

No segundo padrão de carga, ou carga oblíqua, para padronizar o contato oclusal, uma estrutura em cada elemento foi modelada para padronizar a área de aplicação da carga, que se refere a vertente vestibular da cúspide vestibular de cada dente, sendo aplicada carga de 100N distribuída igualmente pelos contatos, com vetor de carga no sentido vestibulo-lingual fazendo ângulo de 45° com o plano oclusal. A aplicação da carga não foi acima da superfície antagonista, como no caso da carga axial, mas na superfície da prótese, objetivando a verificação do efeito de vetores de cargas oblíquos durante a mastigação do bolo alimentar e não o movimento de lateralidade. A Figura 13 mostra a visualização dos vetores de força nas duas cargas simuladas.

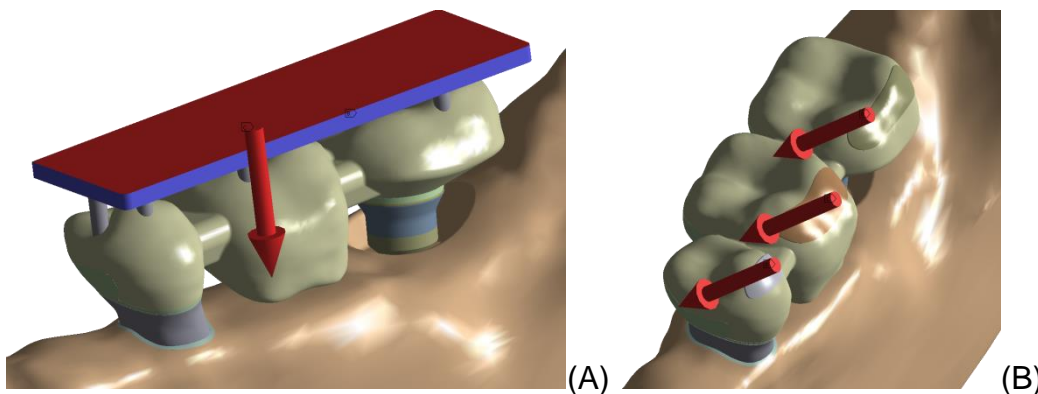
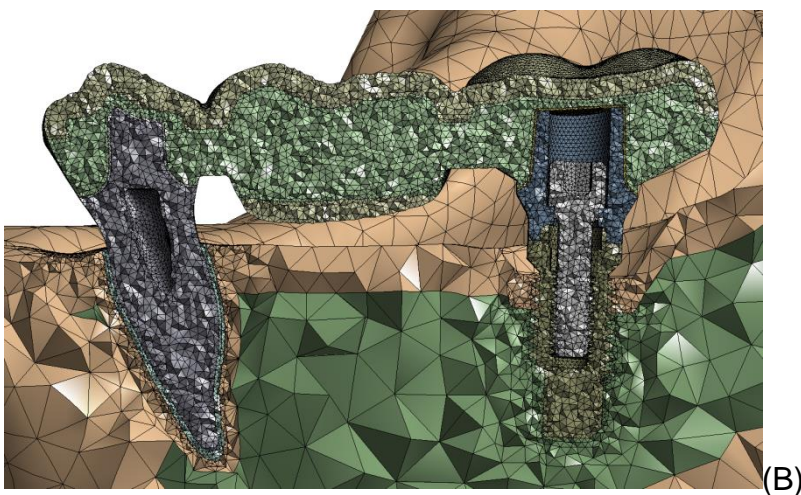
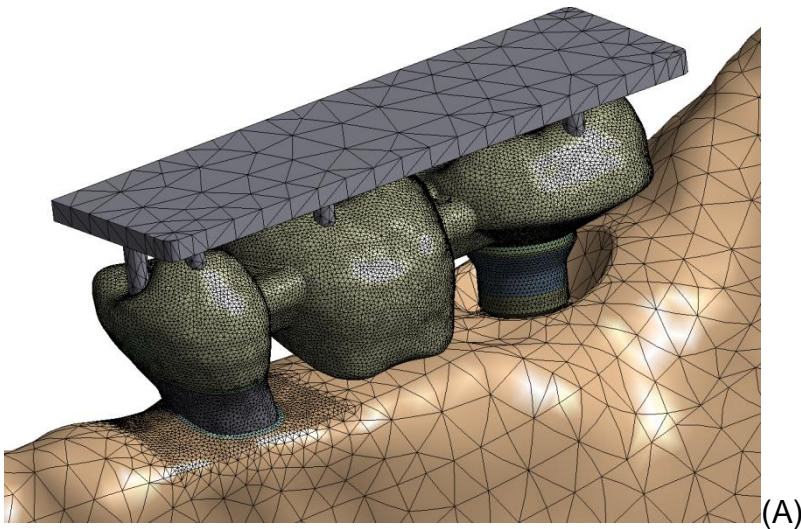


Figura 13: vetores de força (setas vermelhas) nas cargas axial (A) e oblíqua (B). A área azul se refere a aplicação de suporte sem fricção.

Para assegurar uma análise comparativa válida, as malhas foram geradas e validadas através de um processo de refinamento de malha, verificando-se a convergência dos resultados. O número de nós e elementos foi gradualmente aumentado nas regiões de picos de tensão, até que a diferença nos picos dos resultados, entre um refinamento de malha e outro, fosse de 5% ou menos. Com essas medidas, o erro da simplificação, característico do processo de discretização

foi minimizado. A malha foi gerada com elementos tetraédricos quadráticos de 10 nós (Ansys solid187), que possibilitam a simulação de estruturas irregulares como a do presente trabalho. As simulações foram então resolvidas (Windows 7 x64, processador Intel I7 920, 24 Gb RAM). A análise foi do tipo não linear em relação ao contato. A plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada, avaliada e comparada. A Figura 14 mostra vistas de malhas e o quadro 2 o número de nós e elementos de cada modelo.



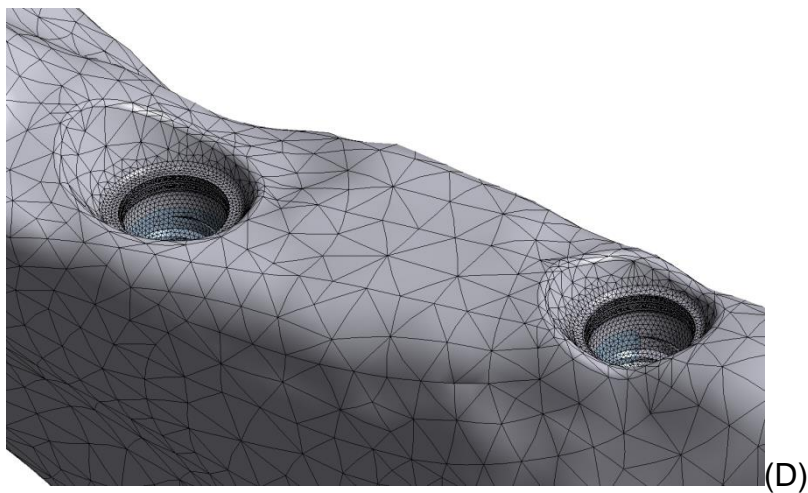
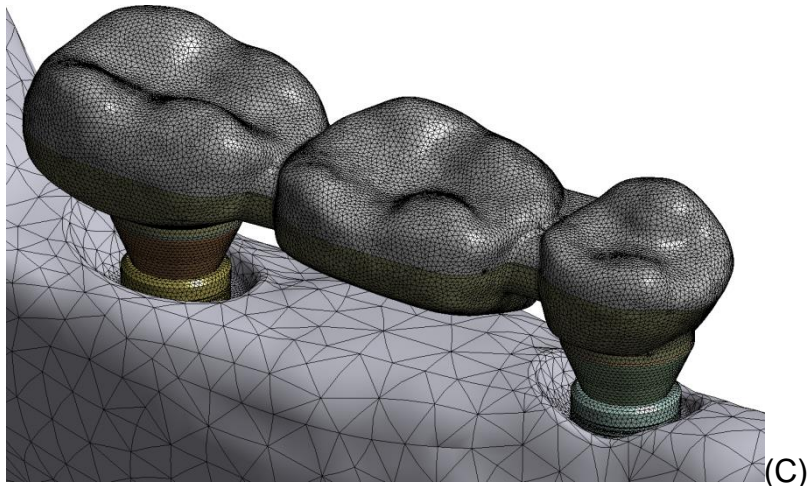


Figura 14: Vista de malhas de diferentes modelos. Pode-se observar a maior densidade da malha nas regiões de interesse.

Tabela 2: Numero de nós e elementos em cada modelo

Modelo	carga axial nós / elementos	carga oblíqua nós / elementos
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	1439585 / 891297	1436146 / 889283
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	1441716 / 895083	1438286 / 893064
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	1520915 / 942828	1520029 / 942468
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	1491329 / 926633	1490454 / 926437

4.1.4 Forma de análise dos resultados

Os diferentes materiais no presente estudo foram analisados por critérios distintos, devido as características inerentes de cada material e seu comportamento em condições de remodelação óssea e fratura.

O osso peri-implantar, periodontal, o dente e a porcelana foram analisados pelo critério de tensões 1 (predominantemente forças de tração) e tensões 3 (predominantemente forças de compressão). A infraestrutura, os implantes e seus componentes (parafuso e abutment e/ou intermediários) foram analisados pelo critério de von Mises.

5 RESULTADOS

Análise pelo Método de Elementos Finitos - Modelos 3D

Os resultados foram registrados, avaliados e comparados gráfica e numericamente para análise qualitativa e quantitativa, a fim de obter um melhor entendimento da situação analisada. Por padronização as letras referentes às vistas são as seguintes: V = vestibular, L = lingual, S = superior, I = inferior e SS = secção. O modelo controle selecionado foi o modelo A com exceção das estruturas dentárias e tecidos adjacentes onde foi definido o modelo B como controle.

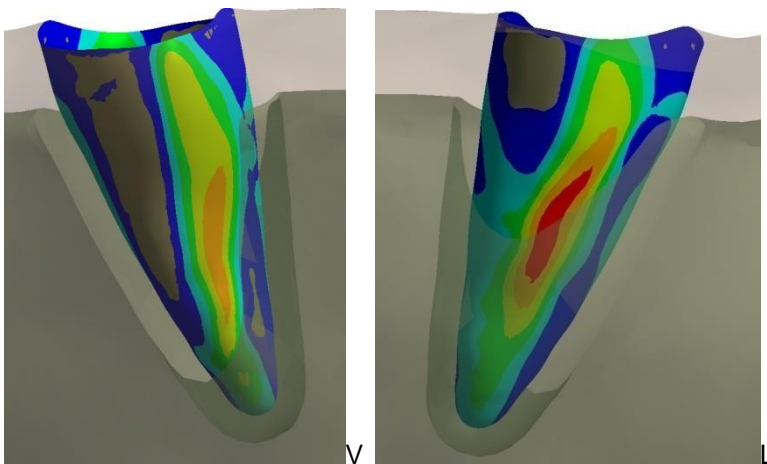
Osso alveolar

O critério de análise do osso alveolar foi através das maiores tensões de tração (tensão máxima principal) e das maiores tensões de compressão (tensão mínima principal).

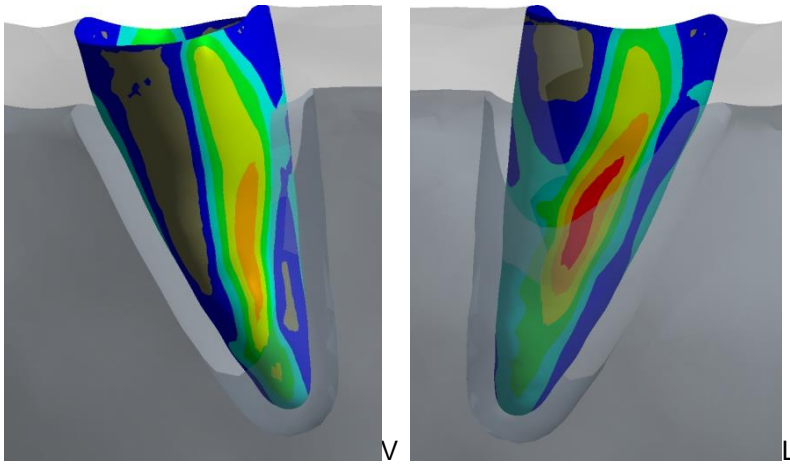
A tabela 3 e as figuras 15 e 16 se referem aos resultados do osso alveolar quando submetidos à carga axial

Tabela 3: Valores de picos dos resultados no osso alveolar pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo B (dente – implante HE)	3,52 / 100%	5,17 / 100%
Modelo D (dente – implante HI)	3,49 / 99%	5,2 / 100%



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

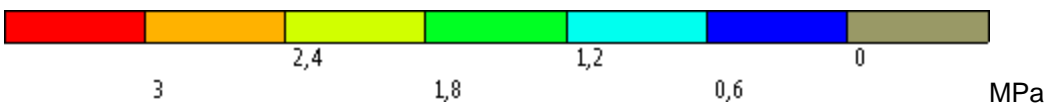
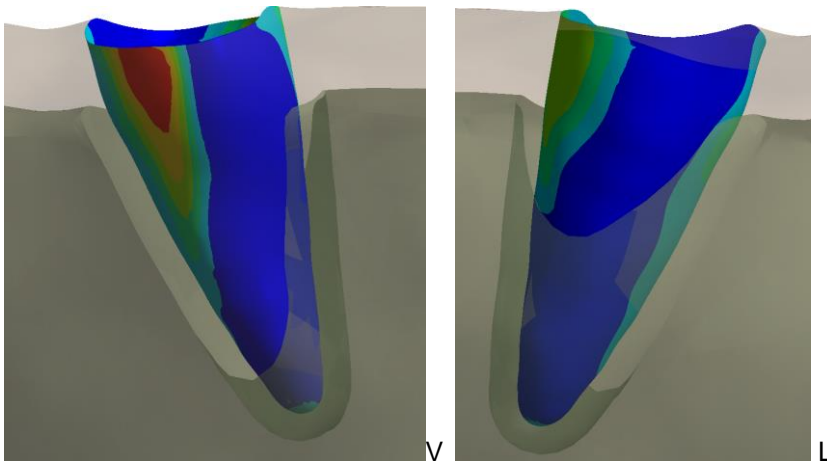
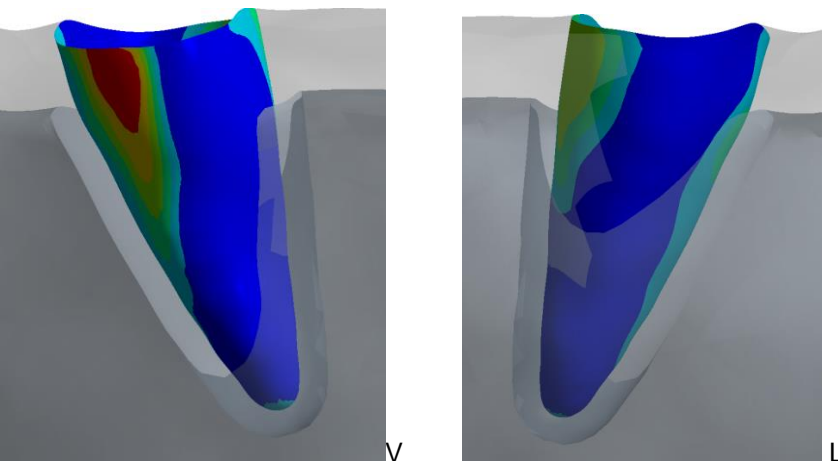


Figura 15: plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga axial.



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

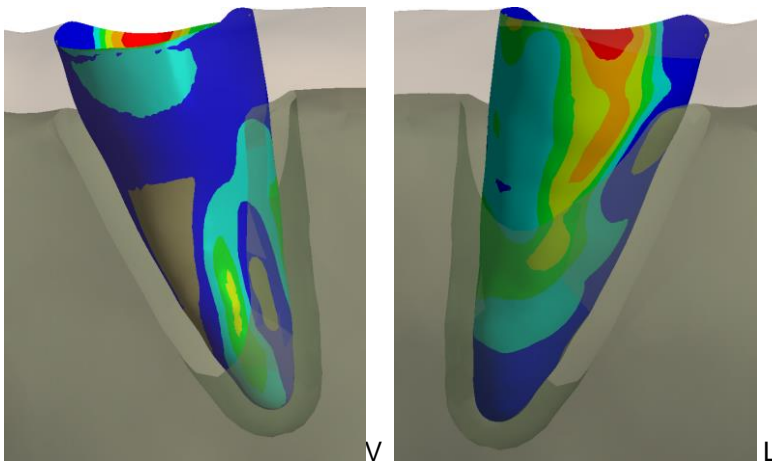


Figura 16: plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas

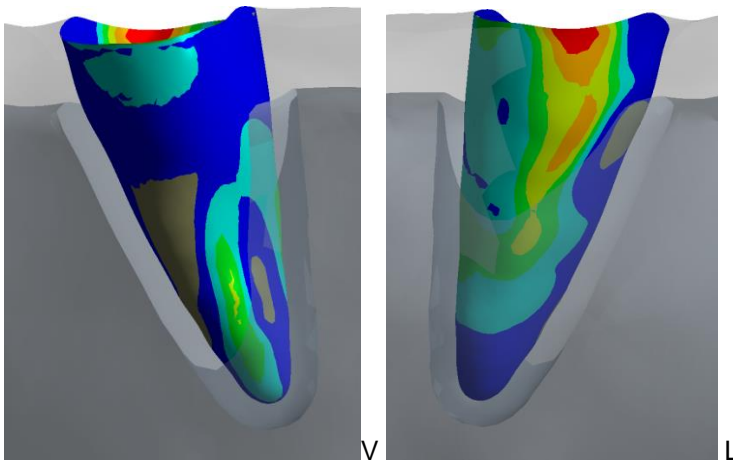
A tabela 4 e as figuras 17 e 18 se referem aos resultados do osso alveolar quando submetidos à carga oblíqua.

Tabela 4: Valores de picos dos resultados no osso alveolar pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo B (dente – implante HE)	10,94 / 100%	19,52 / 100%
Modelo D (dente – implante HI)	10,65 / 97%	18 / 92%



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

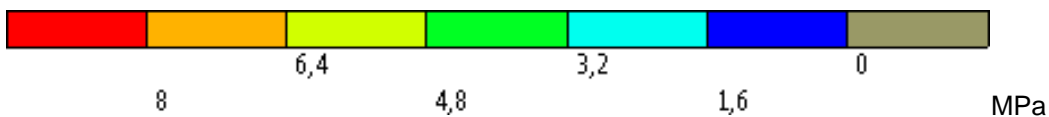
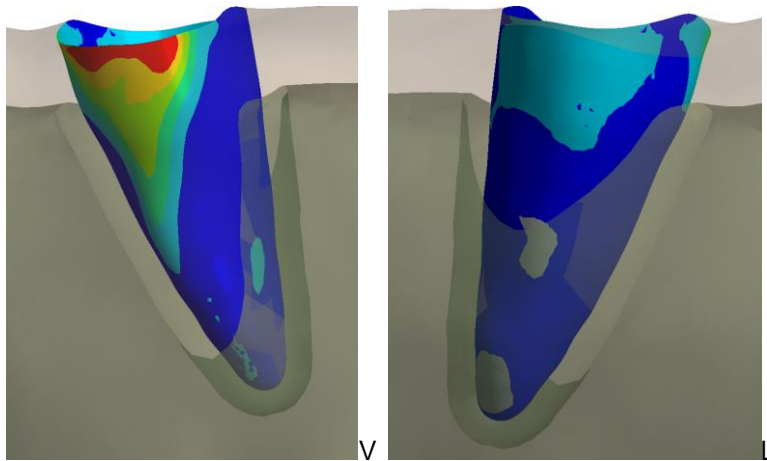
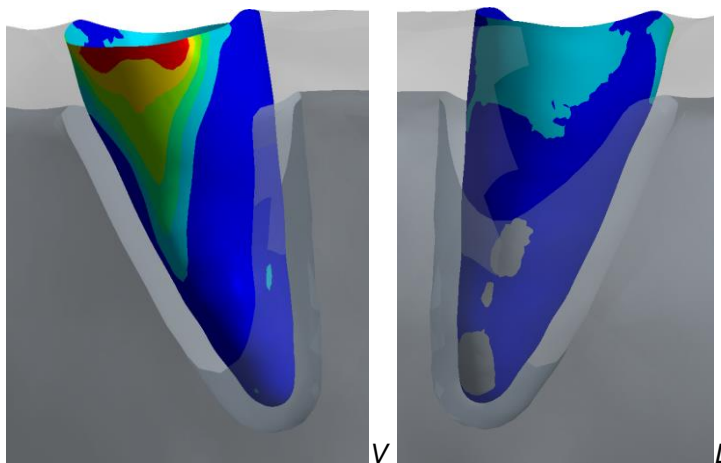


Figura 17: plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

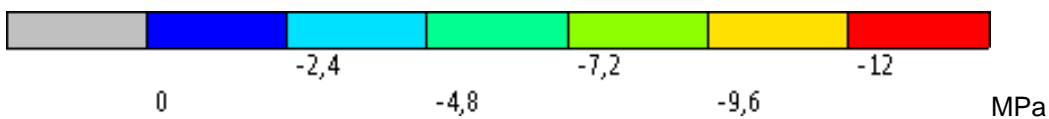


Figura 18: plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso alveolar, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas

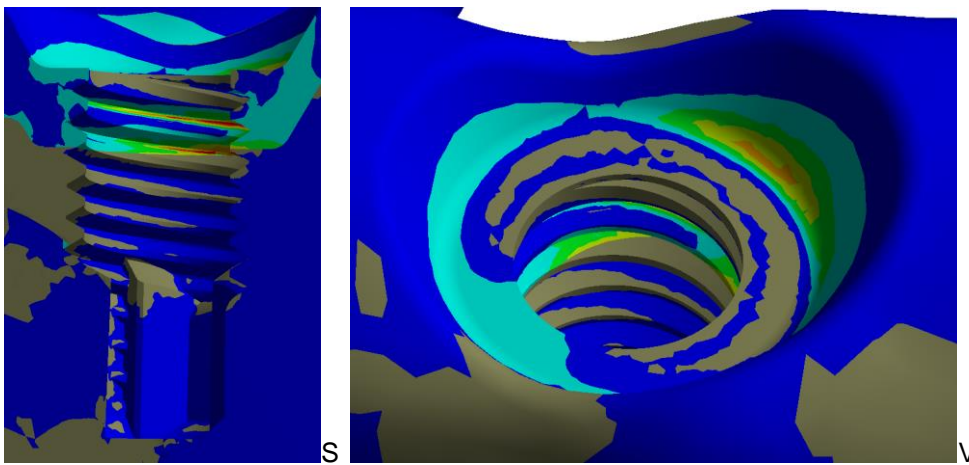
Osso peri-implantar

O critério de análise do osso peri-implantar foi através das maiores tensões de tração (tensão máxima principal) e das maiores tensões de compressão (tensão mínima principal).

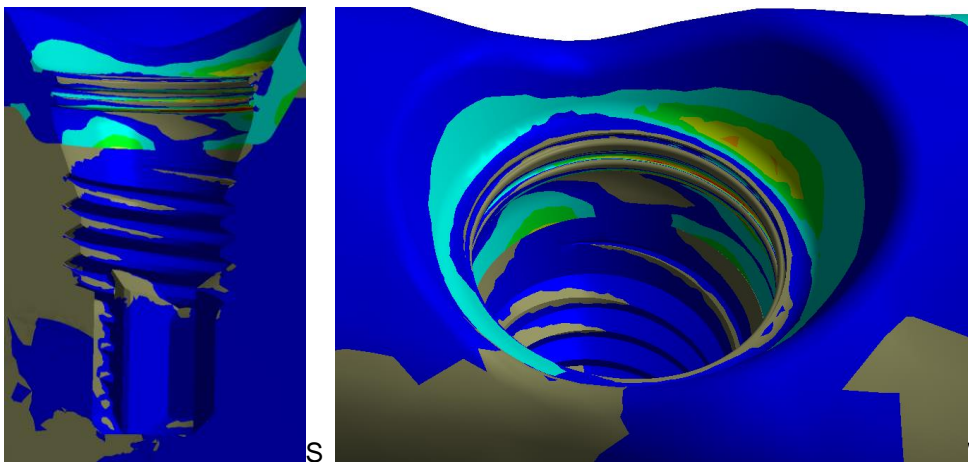
As tabelas 5 e 6 e as figuras 19 a 22 se referem aos resultados do osso peri-implantar quando submetidos à carga axial

Tabela 5: Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 35 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	5,27 / 100%	7 / 100%
Modelo C (<i>implante HI – implante HI</i>)	6,79 / 129%	10,92 / 156%



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

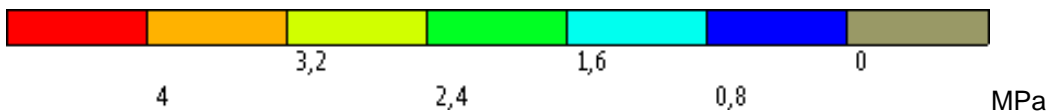
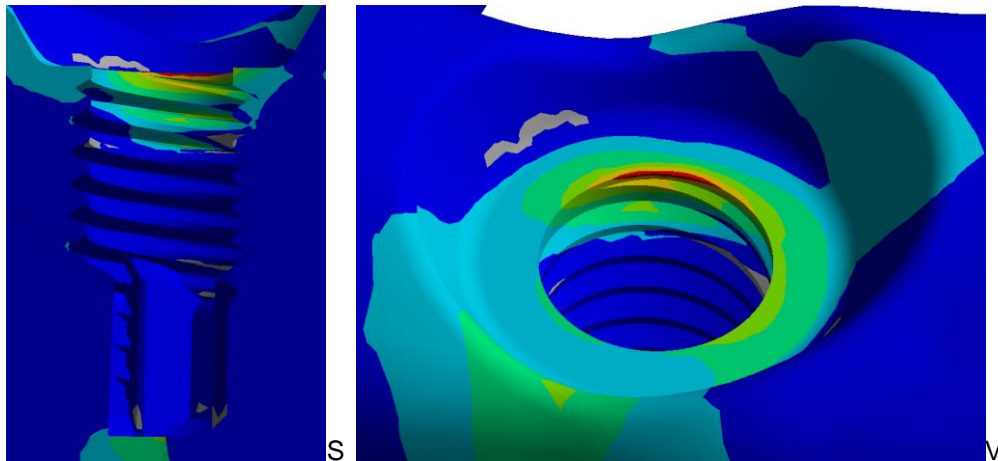
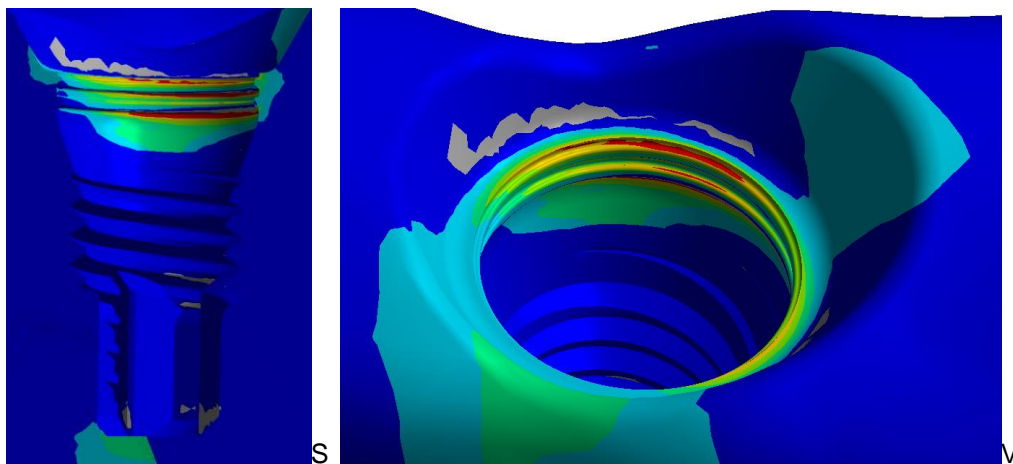


Figura 19: plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

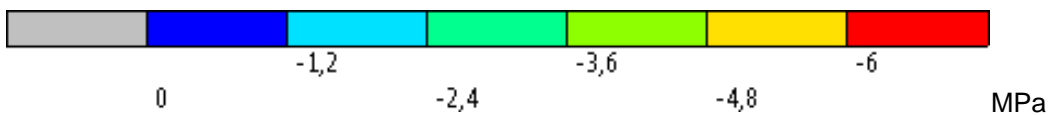
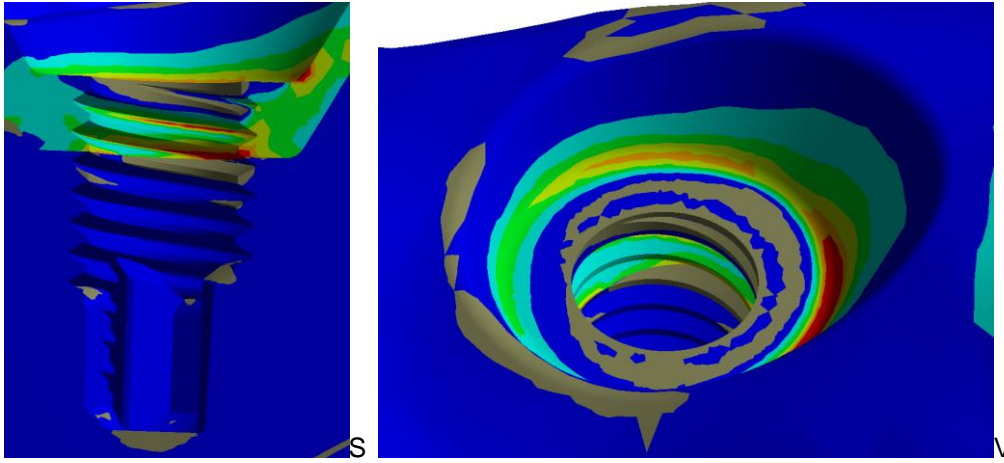


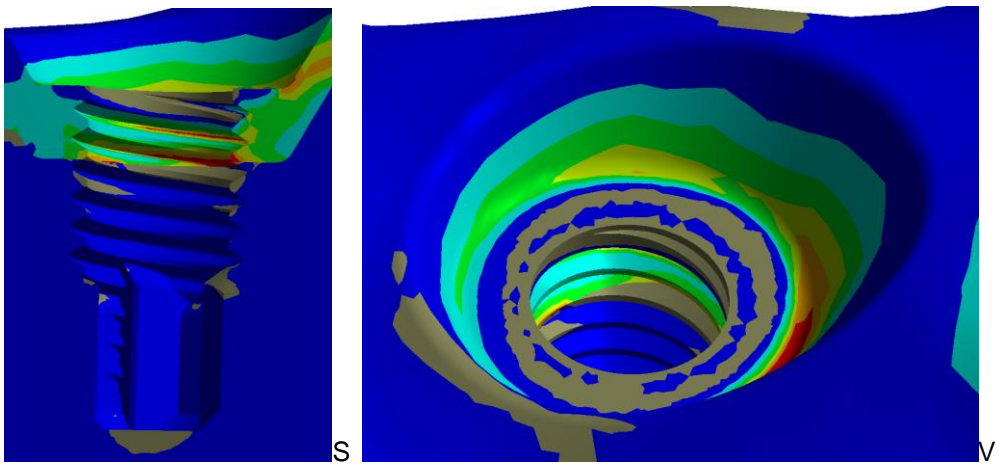
Figura 20: plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

Tabela 6: Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 37 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

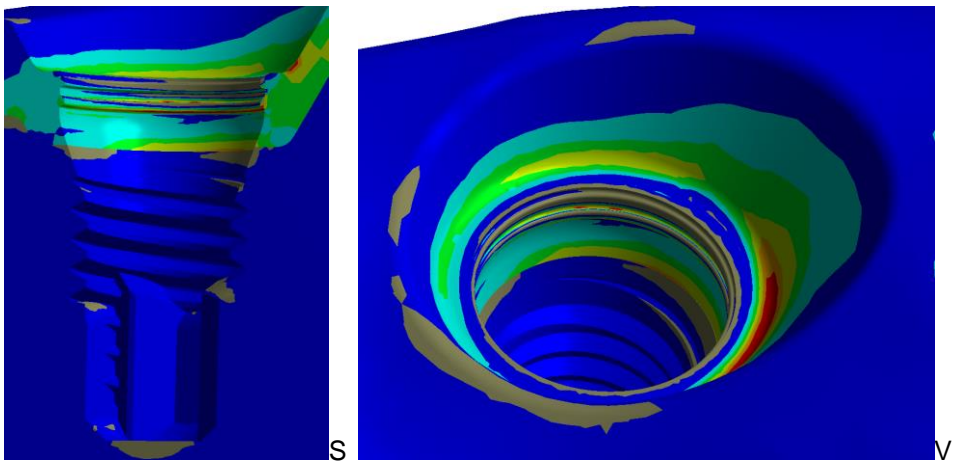
Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	12,9 / 100%	13,88 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	13 / 101%	13,61 / 98%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	10,54 / 81%	18,51 / 133%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	11,25 / 87%	17,83 / 128%



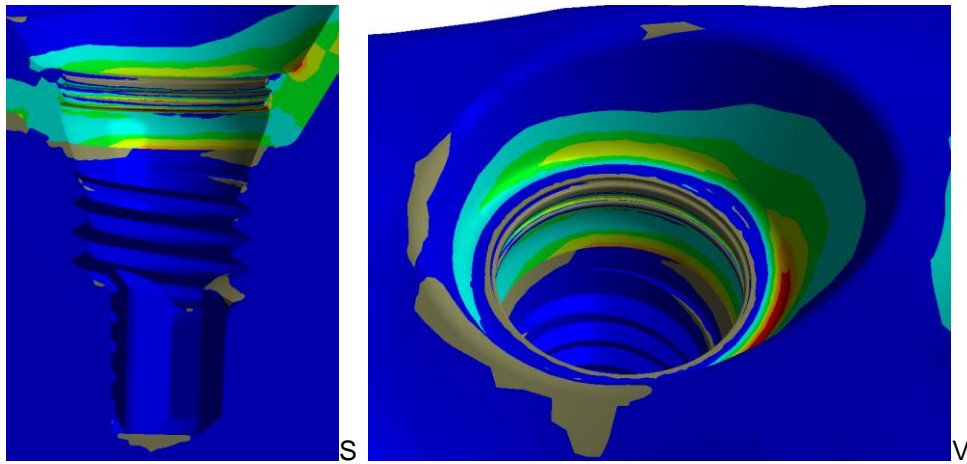
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)

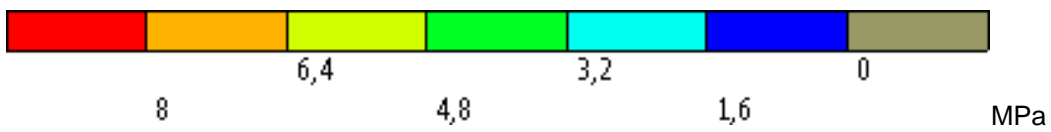
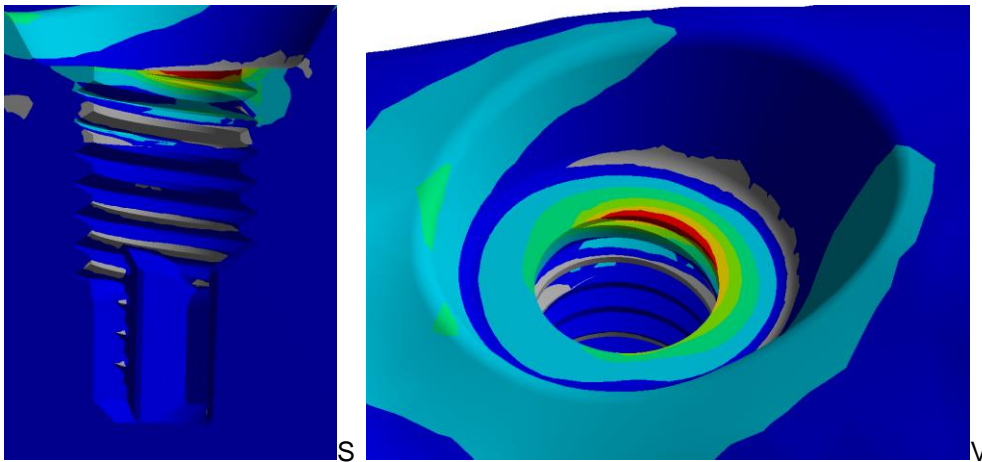
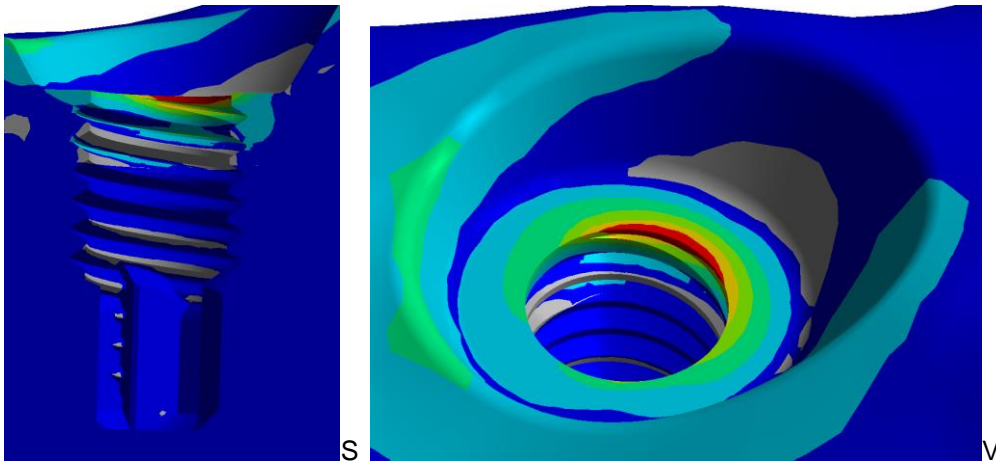


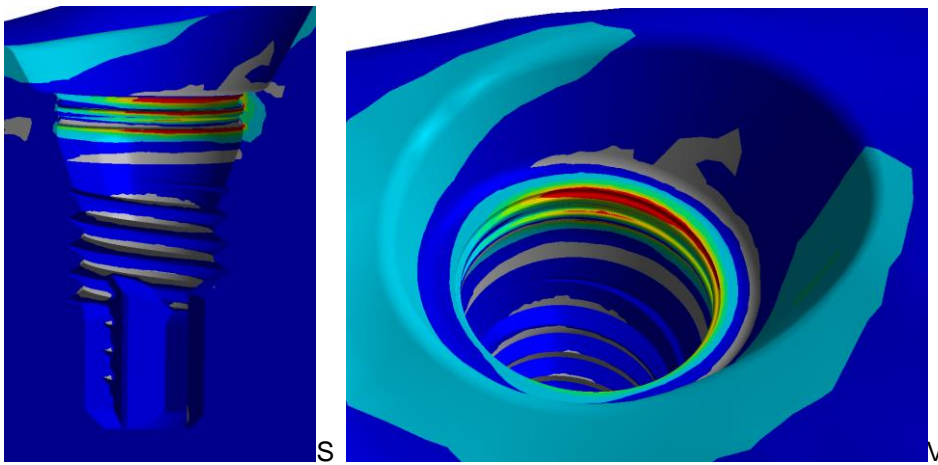
Figura 21: plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.



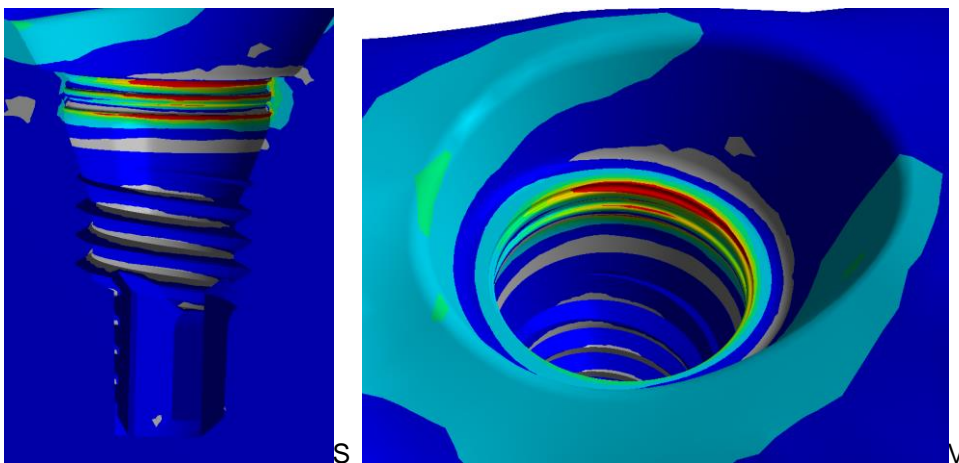
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)

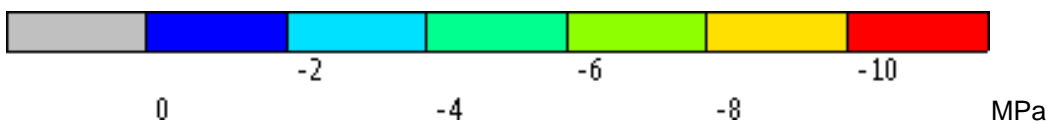
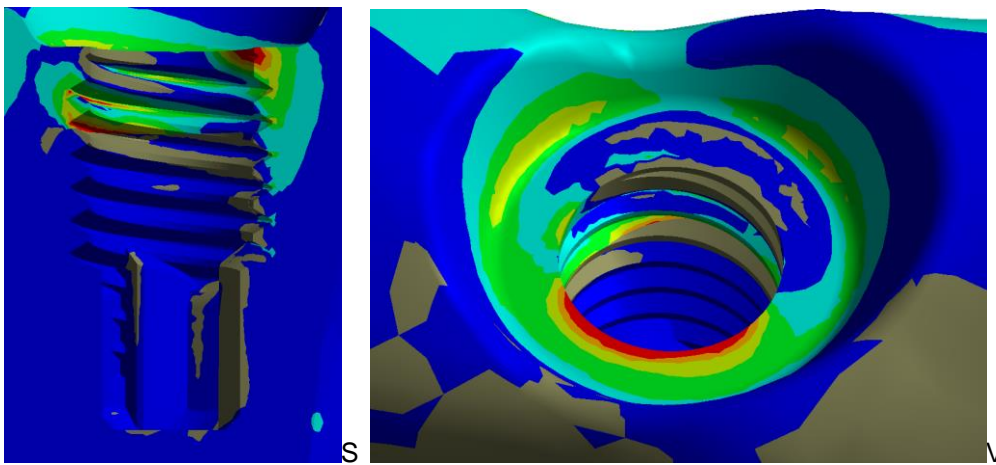


Figura 22: plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

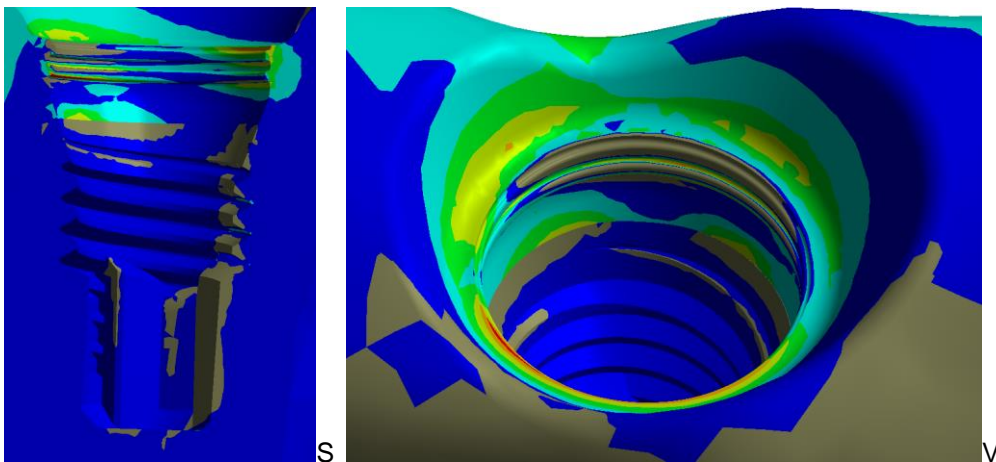
As tabelas 7 e 8 e as figuras 23 a 26 se referem aos resultados do osso peri-implantar quando submetidos à carga oblíqua.

Tabela 7: Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 35 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	17,27 / 100%	40,40 / 100%
Modelo C (<i>implante HI – implante HI</i>)	14,87 / 86%	46,04 / 114%



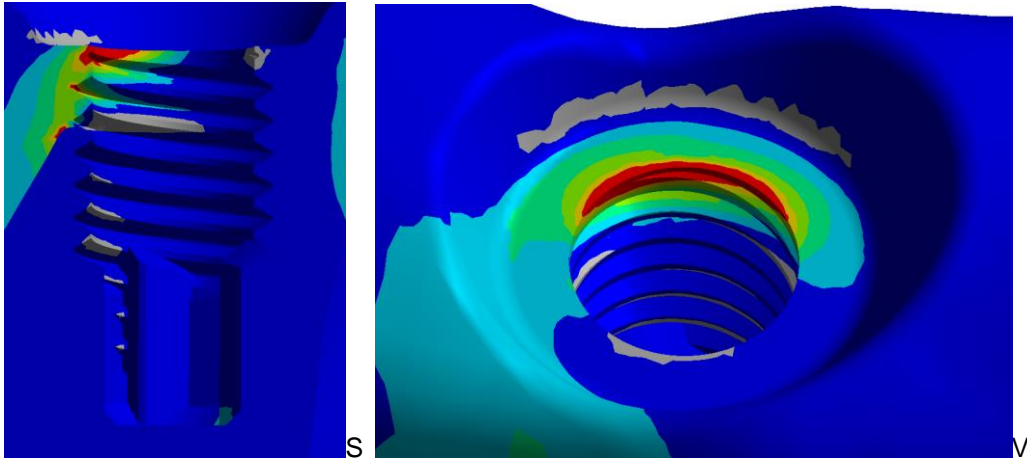
Modelo A (implante HE – implante HE)



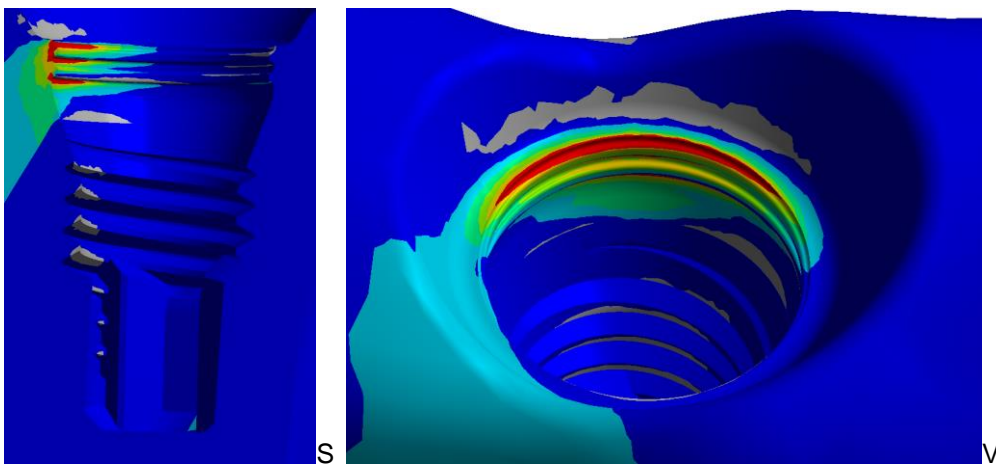
Modelo C (implante HI – implante HI)



Figura 23: plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

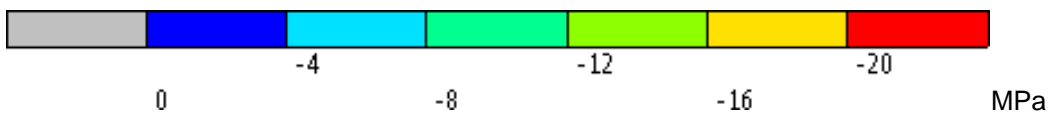
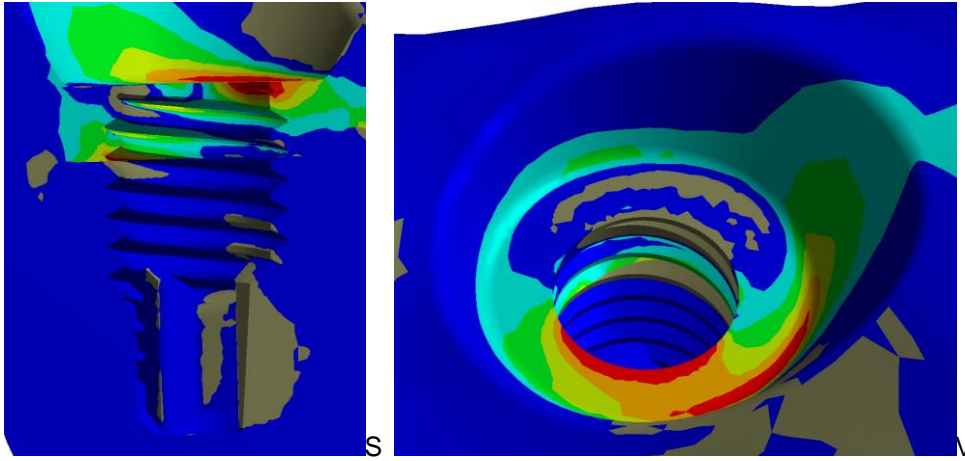


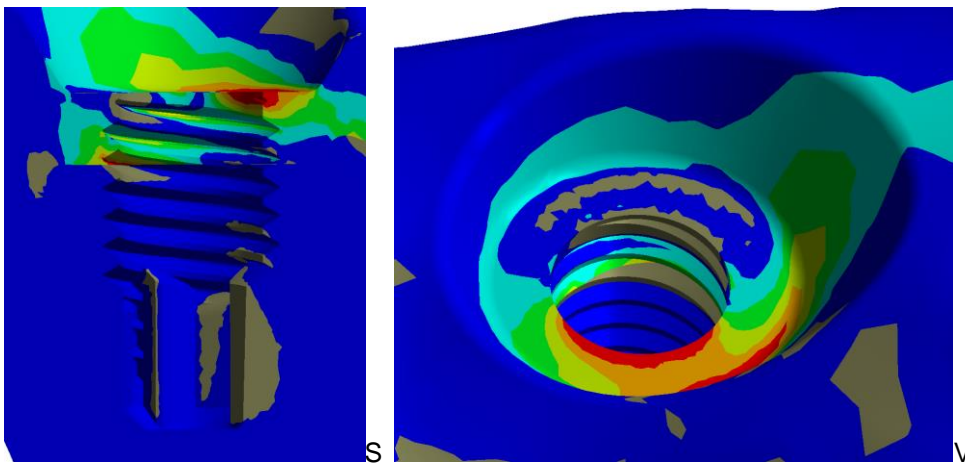
Figura 24: plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 35, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

Tabela 8: Valores de picos dos resultados no osso peri-implantar do elemento 37 pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

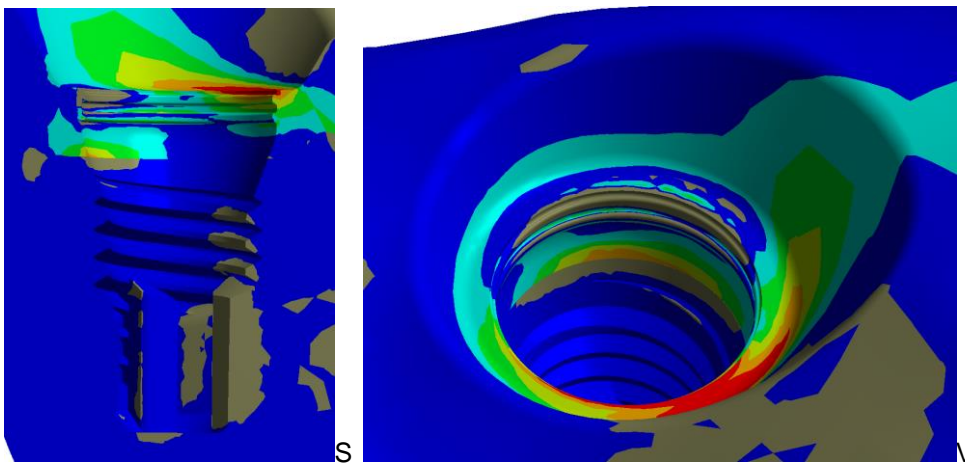
Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	24,04 / 100%	36,91 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	24,22 / 100%	36,36 / 98%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	20,51 / 85%	47,33 / 128%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	21,9 / 91%	48,11 / 130%



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

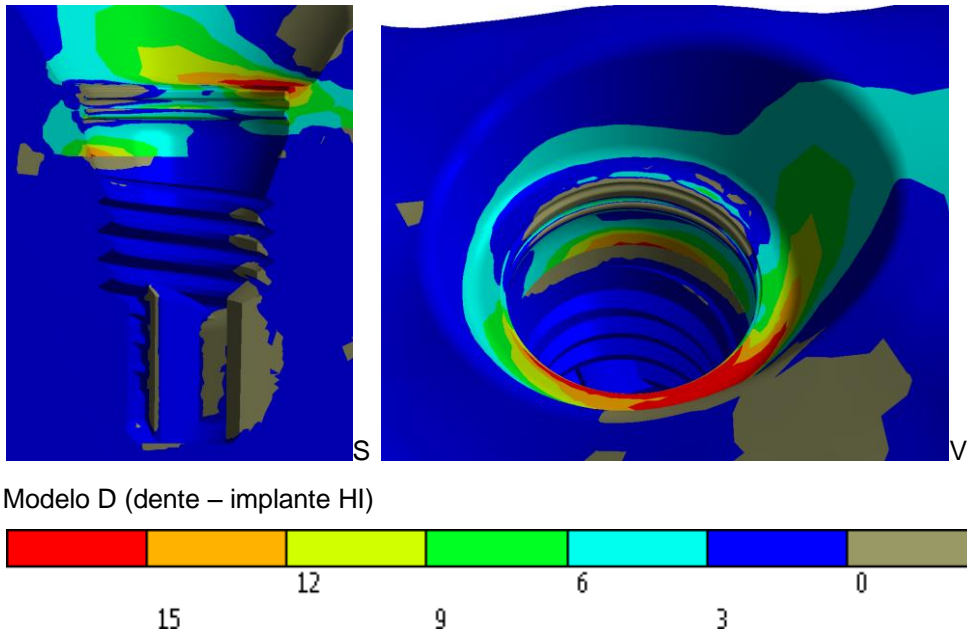
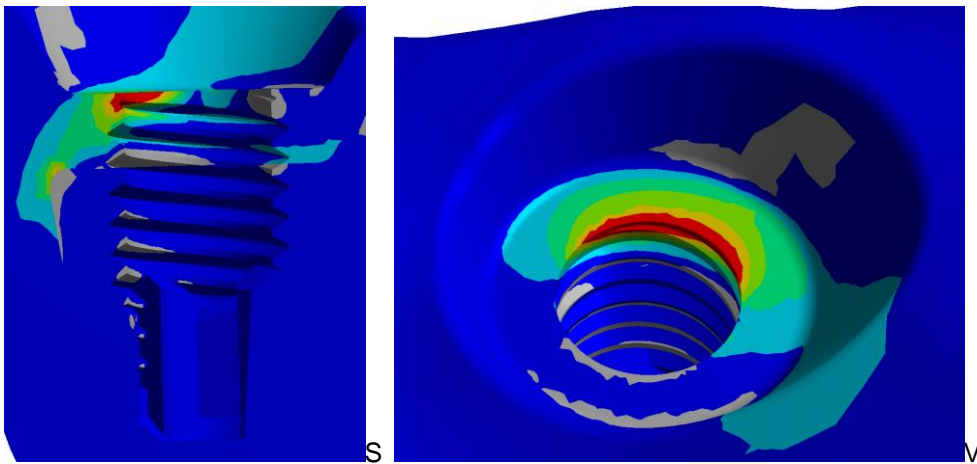
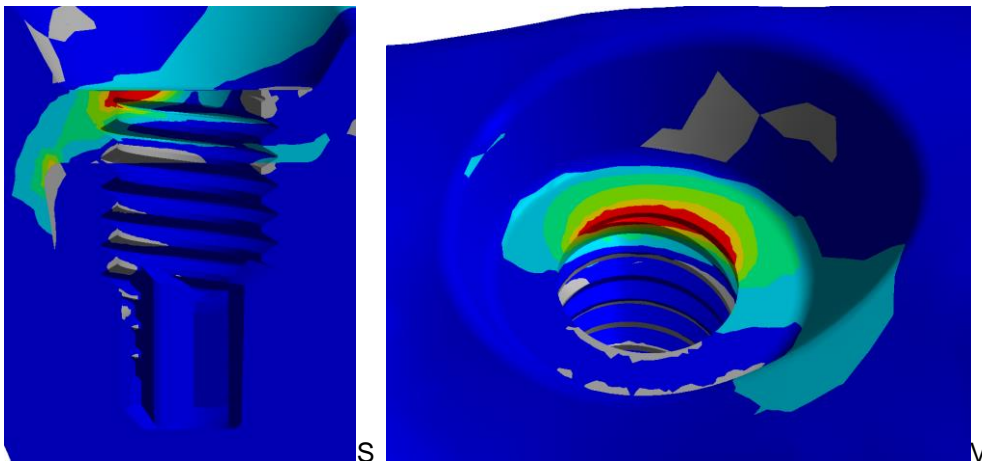


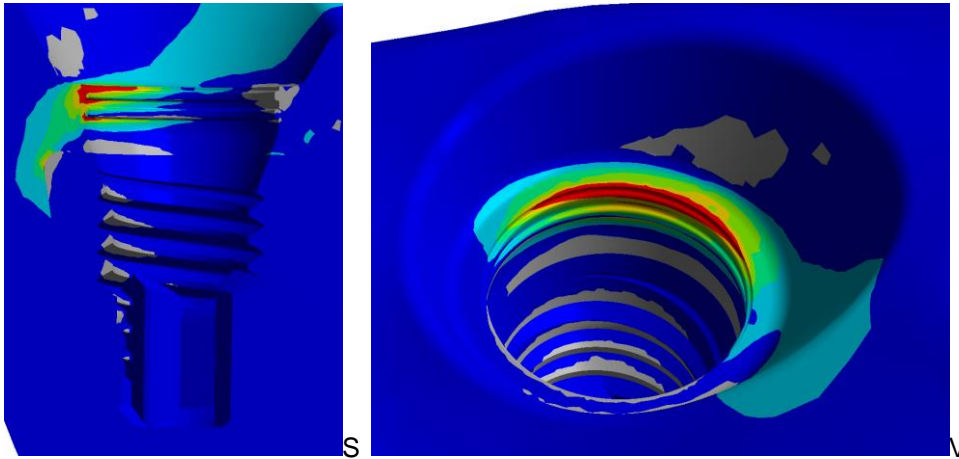
Figura 25: plotagem das tensões máximas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.



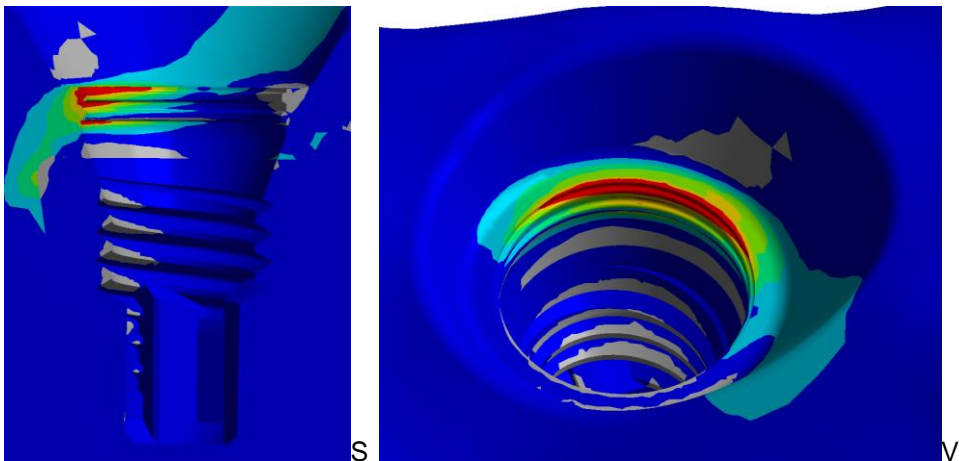
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)



Figura 26: plotagem das tensões mínimas principais na superfície do osso peri-implantar do elemento 37, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

Os Gráficos 1 e 2 comparam as diferenças de tensões entre os Modelos no osso peri-implantar na região do 2º pré-molar (implantes 35) e do 2º molar (implantes 37), sob cargas axiais e oblíquas.

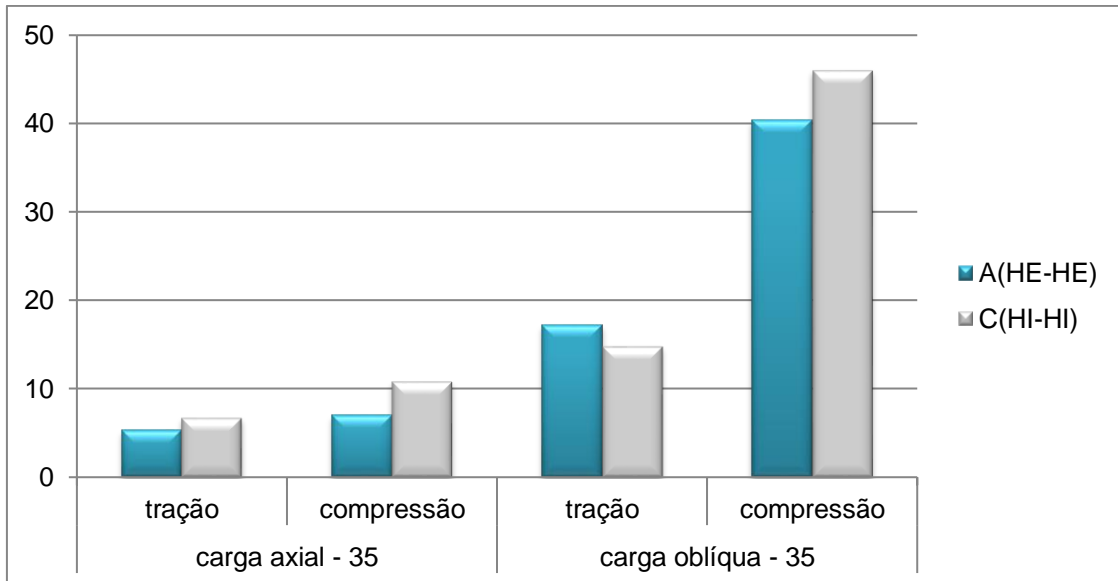


Gráfico 1: comparação das tensões no osso peri-implantar da região do 2º pré-molar entre os grupos controles, sob carga axial e oblíqua.

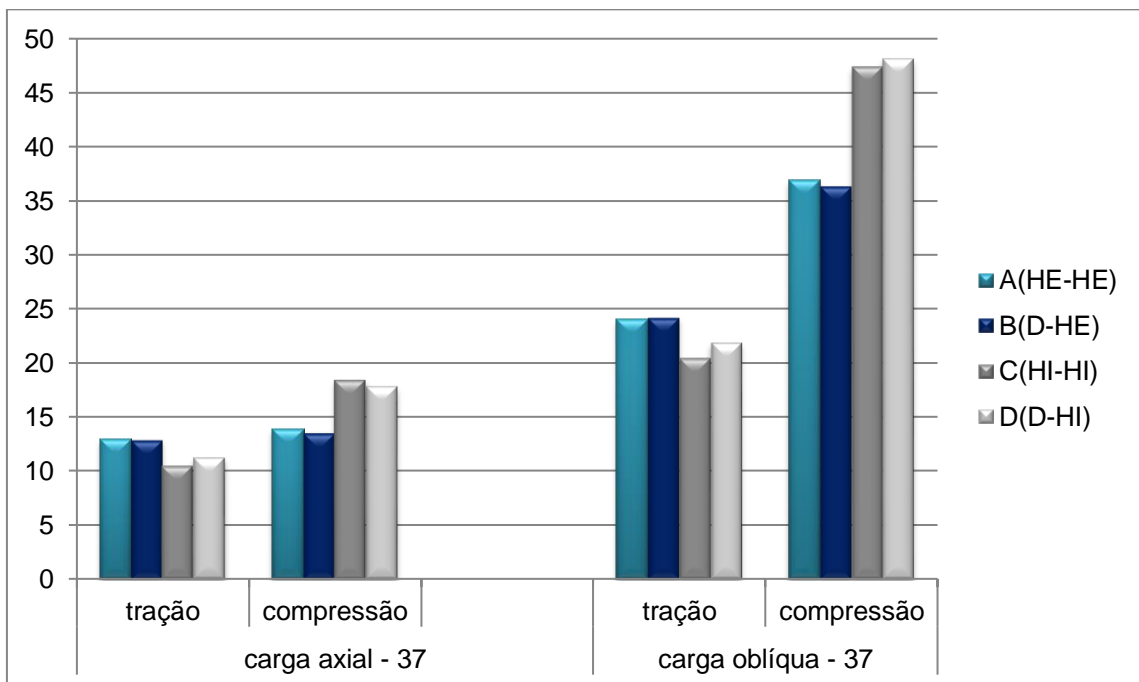


Gráfico 2: comparação das tensões no osso peri-implantar da região do 2º molar entre os todos os Modelos sob carga axial e oblíqua.

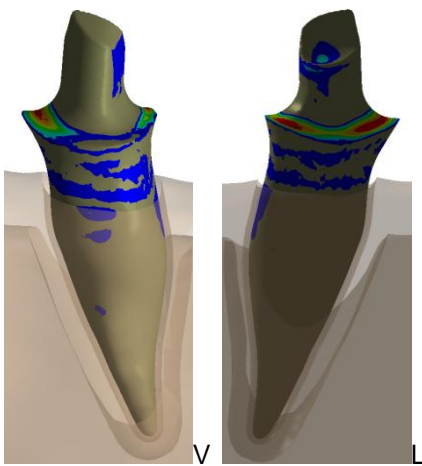
Dentina

O critério de análise da dentina foi através das maiores tensões de tração (tensão máxima principal), pelo fato de a dentina ser friável.

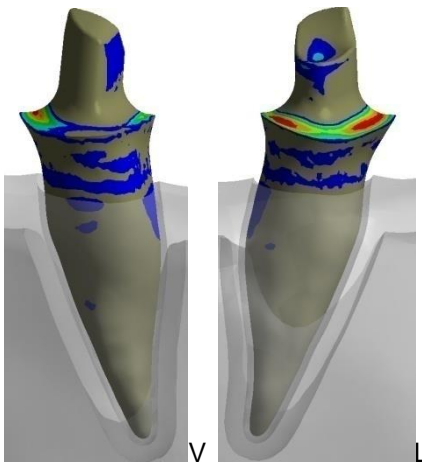
A tabela 9 e a figura 27 se referem aos resultados da dentina quando submetidos à carga axial.

Tabela 9: Valores de picos dos resultados da dentina pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)
Modelo B (dente – implante HE)	1,07 / 100%
Modelo D (dente – implante HI)	1,06 / 99%



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

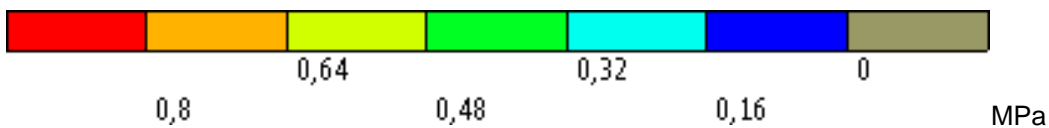
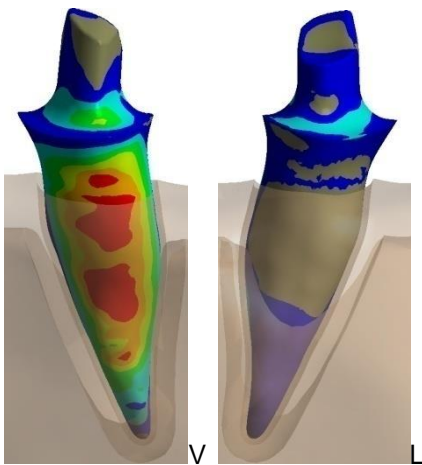


Figura 27: plotagem das tensões máximas principais na dentina, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

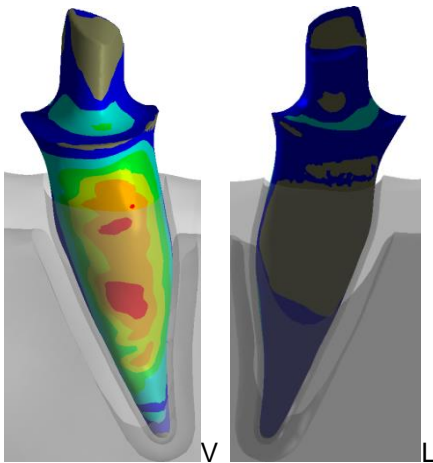
A tabela 10 e a figura 28 se referem aos resultados da dentina quando submetidos à carga oblíqua.

Tabela 10: Valores de picos dos resultados da dentina pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)
Modelo B (dente – implante HE)	14,31 / 100%
Modelo D (dente – implante HI)	12,51 / 87%



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

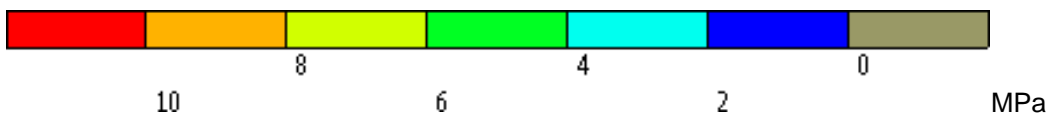
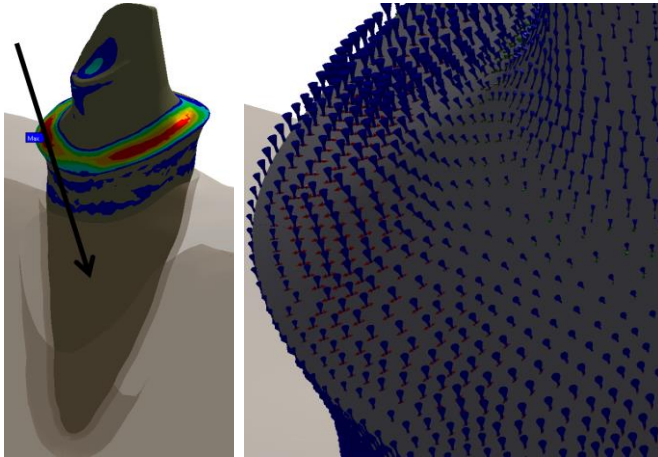
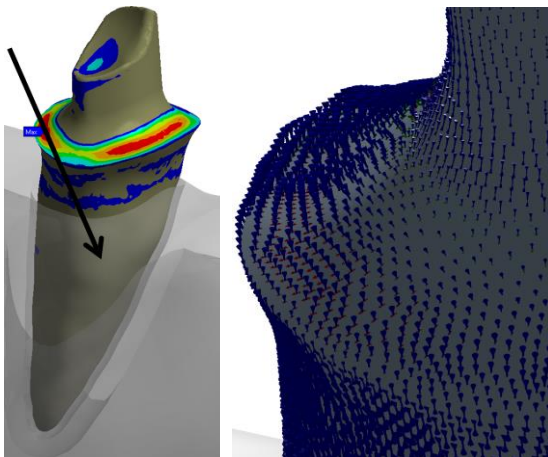


Figura 28: plotagem das tensões máximas principais na dentina, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

Também foram considerados os vetores de tensão, permitindo prever as prováveis linhas de fratura do dente, determinando se ocorrerá falha catastrófica (perda do elemento dentário), auxiliando na análise e prognóstico do tratamento (figura 29 e 30).

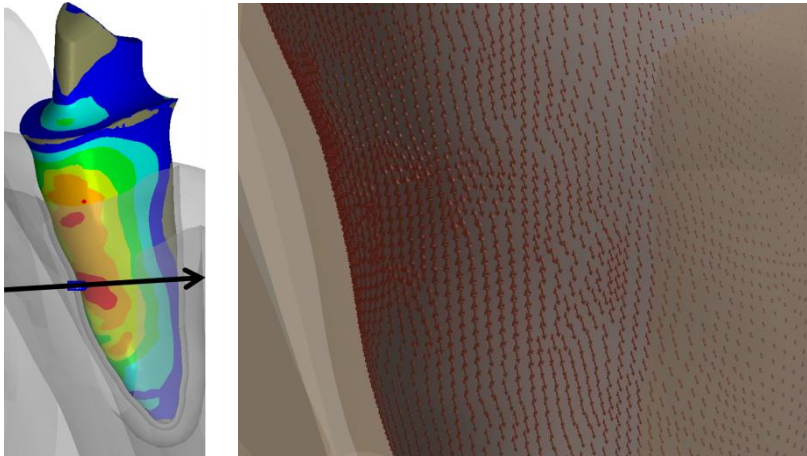


Modelo B (dente – implante HE)

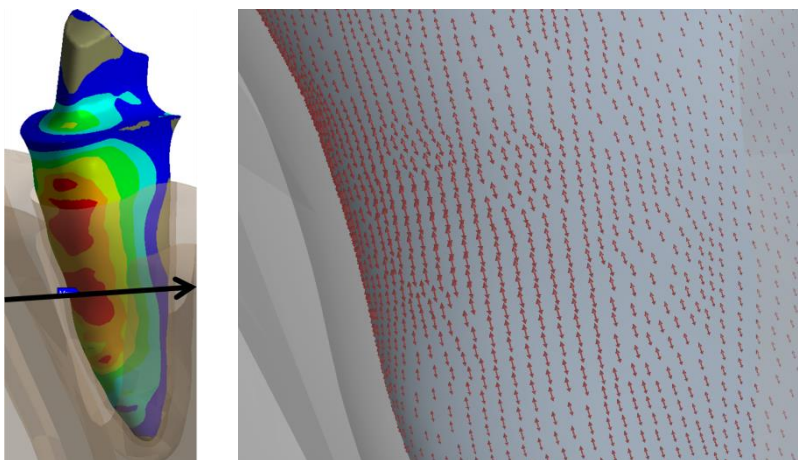


Modelo D (dente – implante HI)

Figura 29: plotagem dos vetores de tensão na dentina e prováveis linhas de fratura, para modelos submetidos à carga axial.



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

Figura 30: plotagem dos vetores de tensão na dentina e prováveis linhas de fratura, para modelos submetidos à carga oblíqua.

Ligamento periodontal

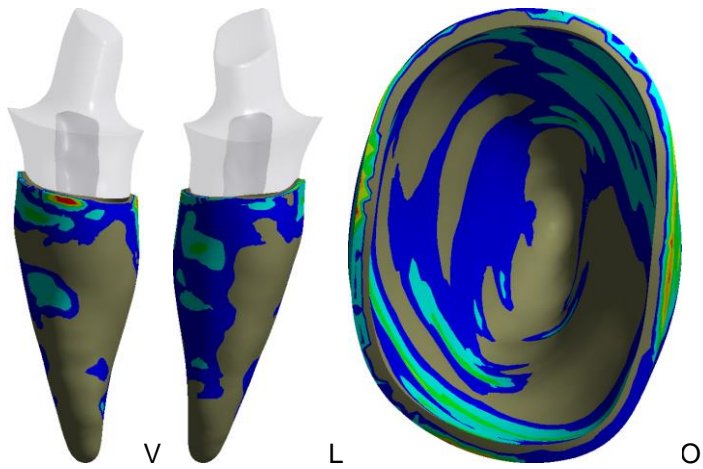
O critério de análise do ligamento periodontal foi através das maiores tensões de tração (tensão máxima principal) e das maiores tensões de compressão (tensão mínima principal).

A tabela 11 e as figuras 31 e 32 se referem aos resultados do ligamento periodontal quando submetidos à carga axial.

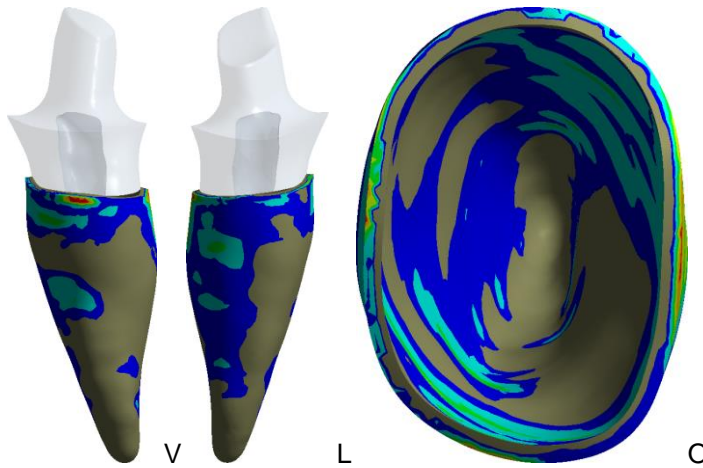
Tabela 11: Valores de picos dos resultados no ligamento periodontal pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
--------	----------------------------------	--------------------------------------

Modelo B (dente – implante HE)	0,47 / 100%	1,33 / 100%
Modelo D (dente – implante HI)	0,44 / 93%	1,3 / 97%



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)

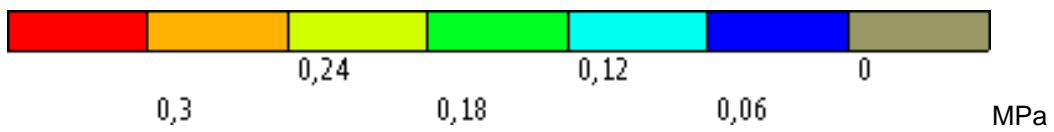


Figura 31: plotagem das tensões máximas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

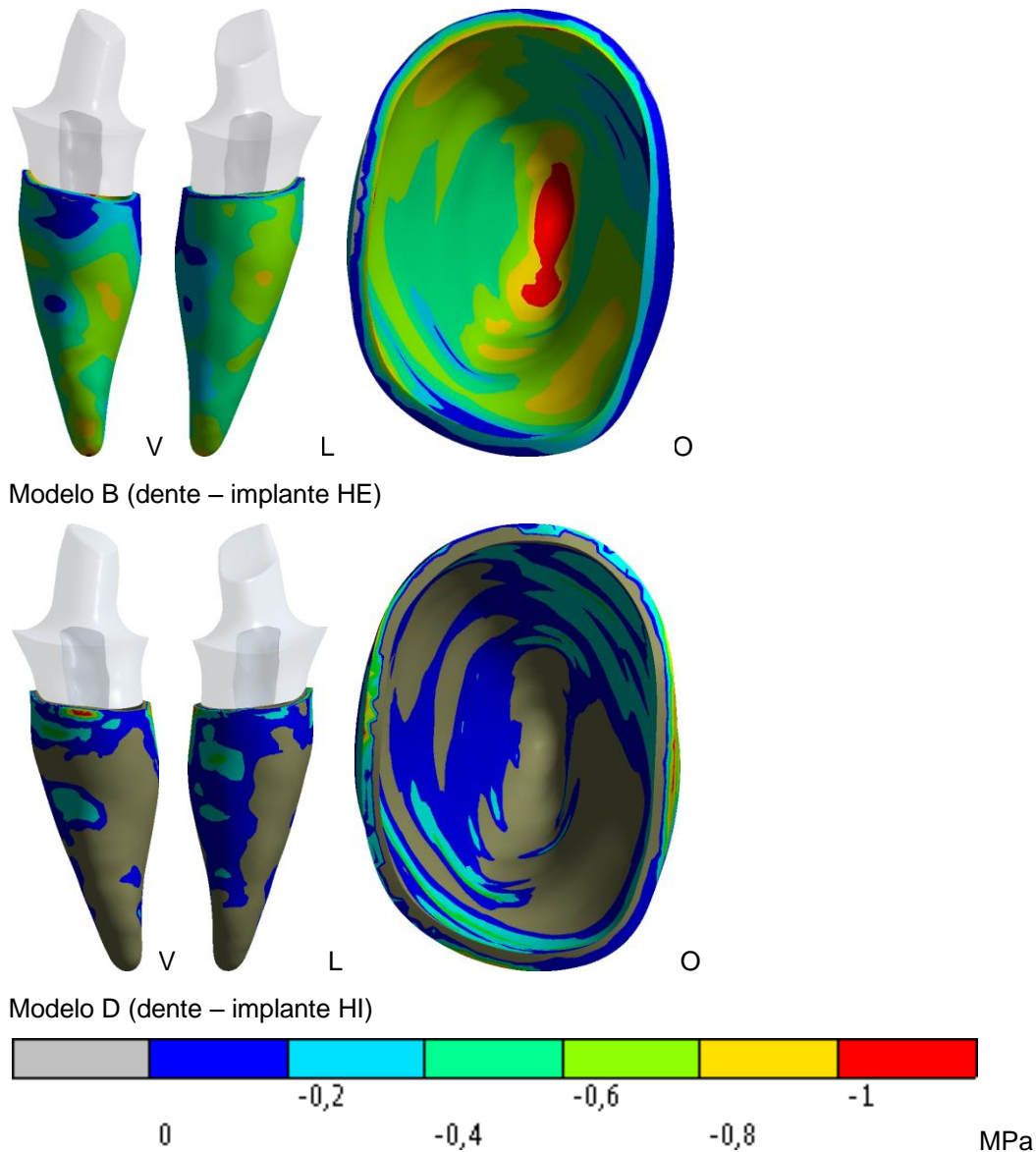
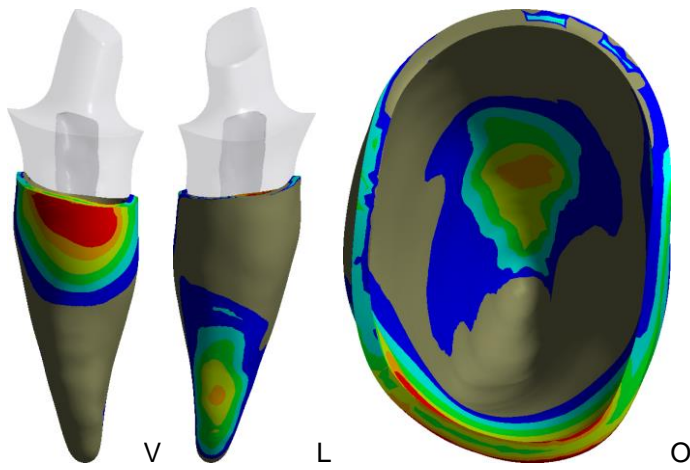


Figura 32: plotagem das tensões mínimas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

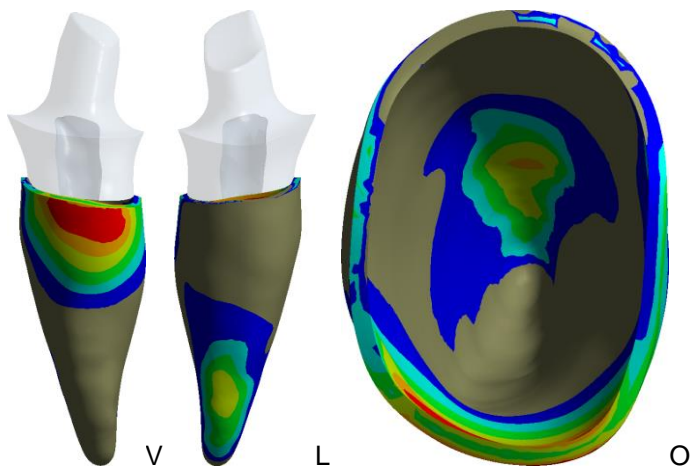
A tabela 12 e as figuras 33 e 34 se referem aos resultados do ligamento periodontal quando submetidos à carga oblíqua.

Tabela 12: Valores de picos dos resultados no ligamento periodontal pelo critério das tensões principais máximas e mínimas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo B).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)	Tensão mínima principal (compressão)
Modelo B (dente – implante HE)	3,03 / 100%	6,58 / 100%
Modelo D (dente – implante HI)	2,75 / 91%	5,99 / 91%



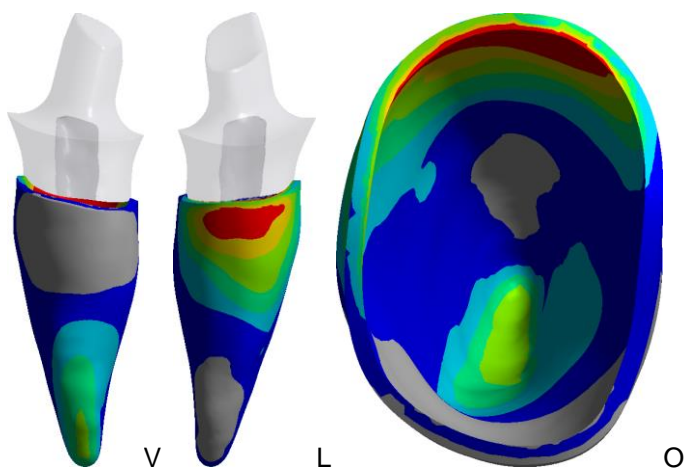
Modelo B (dente – implante HE)



Modelo D (dente – implante HI)



Figura 33: plotagem das tensões máximas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.



Modelo B (dente – implante HE)

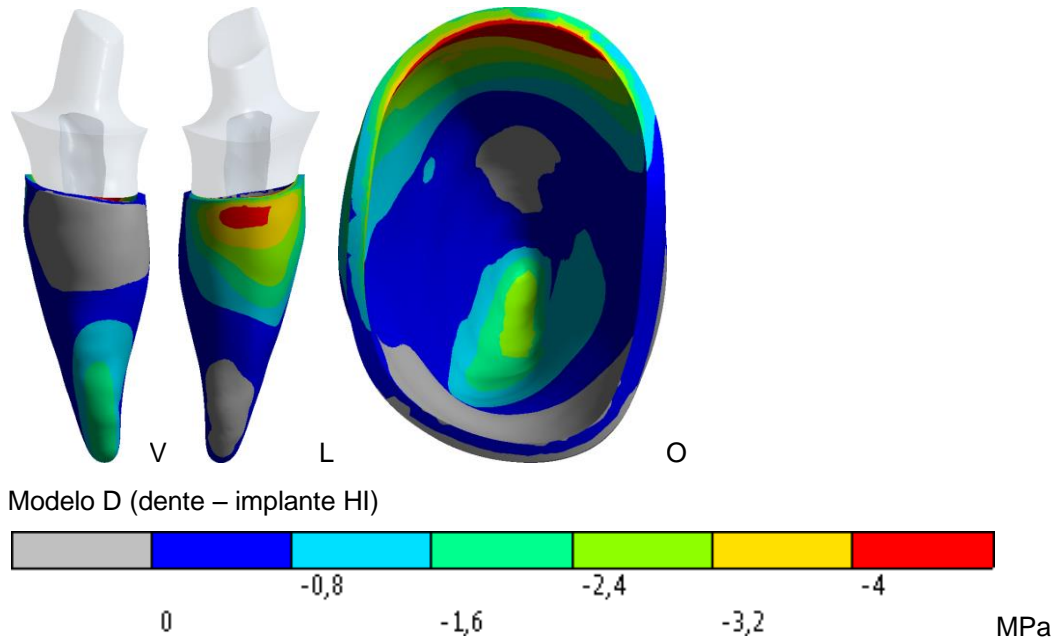


Figura 34: plotagem das tensões mínimas principais no ligamento periodontal, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

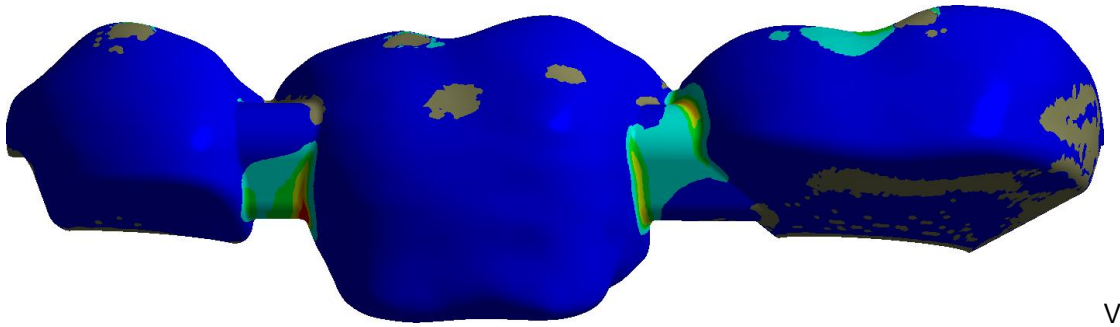
Porcelana de cobertura

O critério de análise da porcelana foi através das maiores tensões de tração (tensão máxima principal), pelo fato da porcelana ser frível e ter uma resistência à tração muito menor do que a compressão.

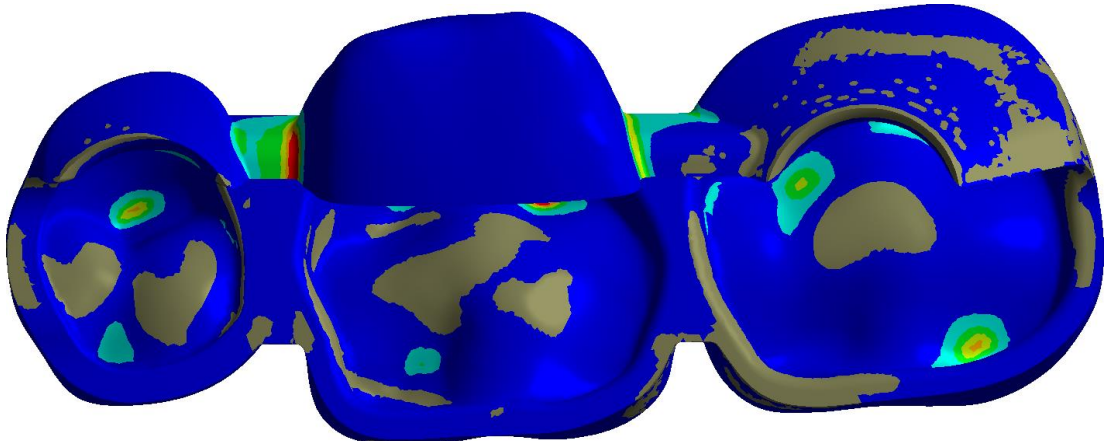
A tabela 13 e a figura 35 se referem aos resultados da porcelana quando submetidos à carga axial.

Tabela 13: Valores de picos dos resultados da porcelana pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	Tensão máxima principal (tração)
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	12,06 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	12,92 / 107%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	11,16 / 92%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	14,36 / 119%

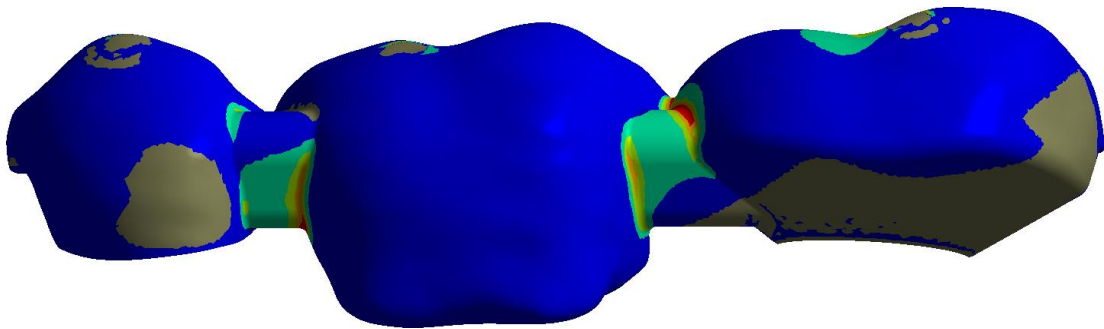


V

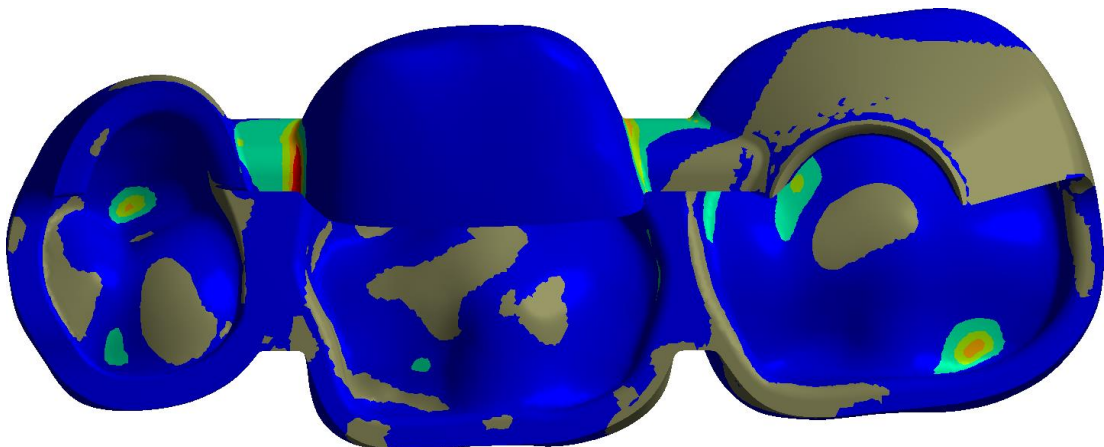


I

Modelo A (implante HE – implante HE)

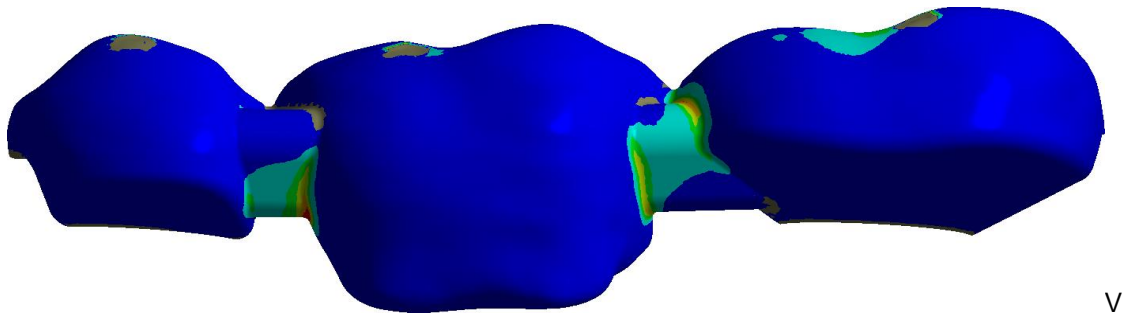


V

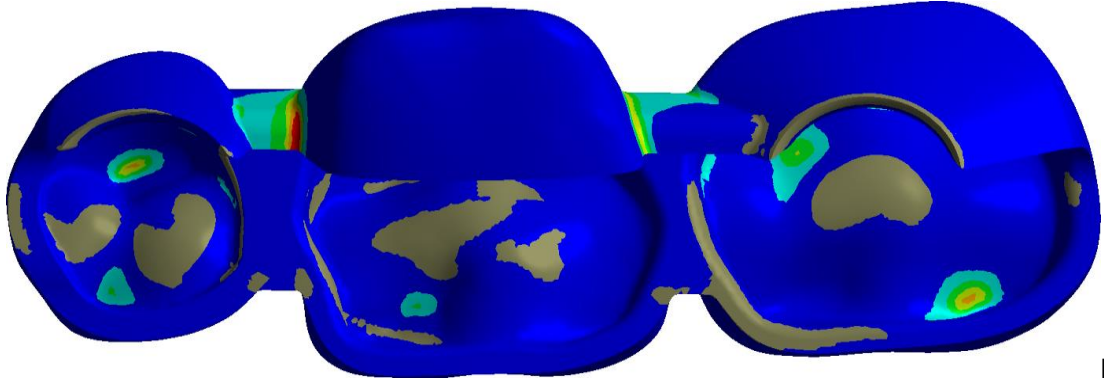


I

Modelo B (dente – implante HE)

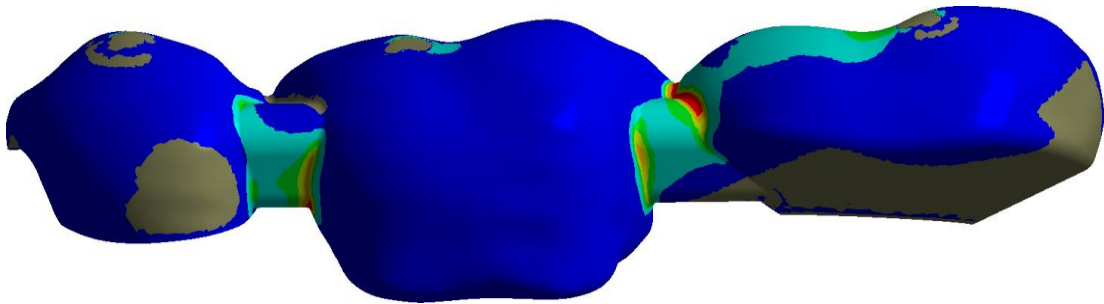


V

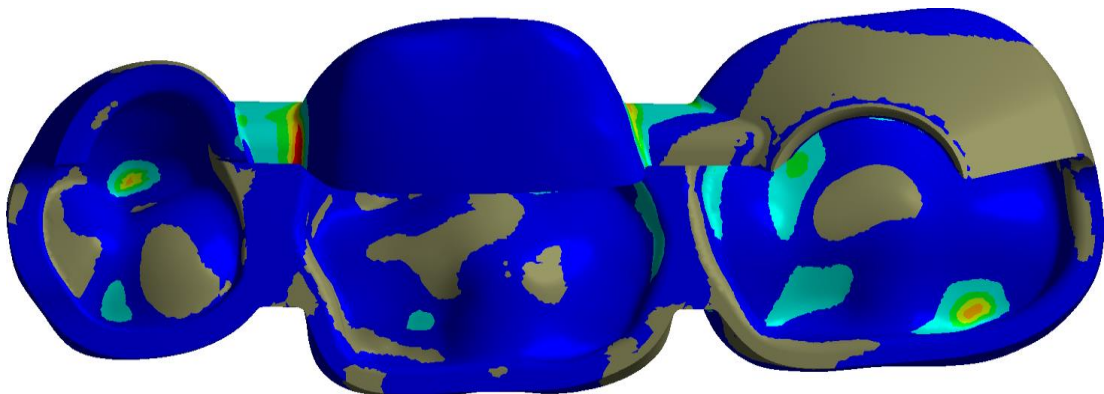


I

Modelo C (implante HI – implante HI)



V



I

Modelo D (dente – implante HI)

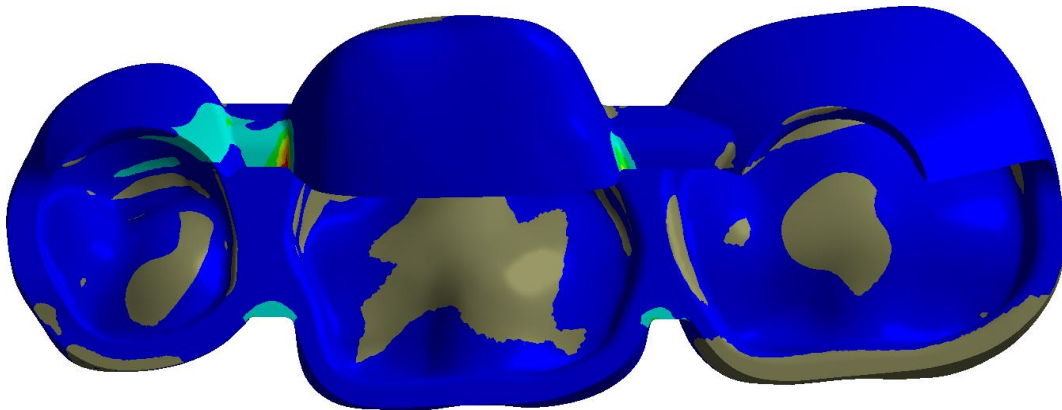


Figura 35: plotagem das tensões máximas principais na porcelana, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

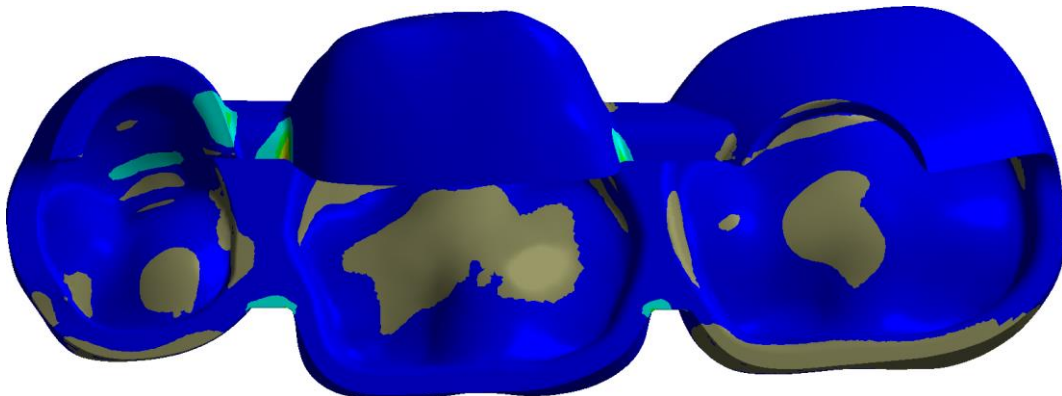
A tabela 14 e a figura 36 se referem aos resultados da porcelana quando submetidos à carga oblíqua.

Tabela 14: Valores de picos dos resultados da porcelana pelo critério das tensões principais máximas, para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

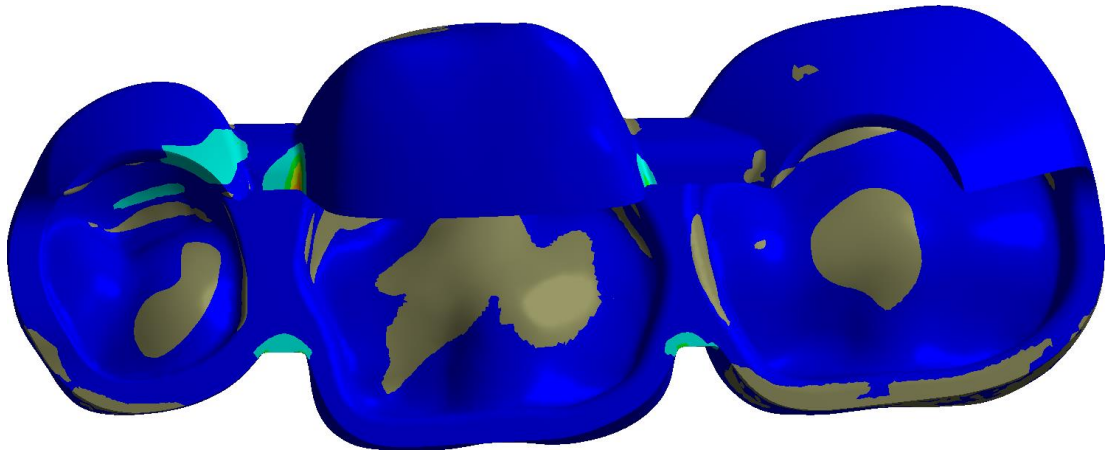
Modelo	Tensão máxima principal (tração)
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	9,57 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	7,44 / 77%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	8,21 / 86%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	9,85 / 103%



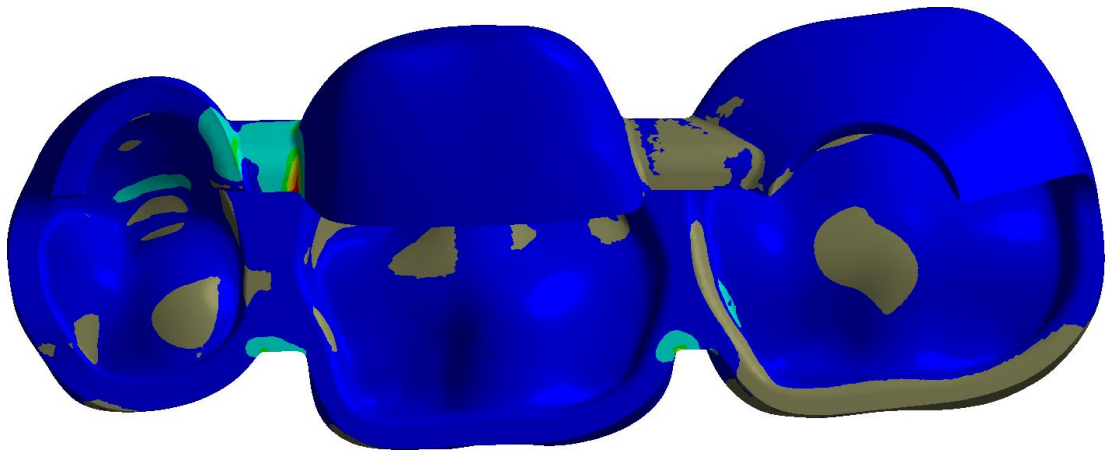
Modelo A (*implante HE – implante HE*)



Modelo B (*dente – implante HE*)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)



Figura 36: plotagem das tensões máximas principais na porcelana, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

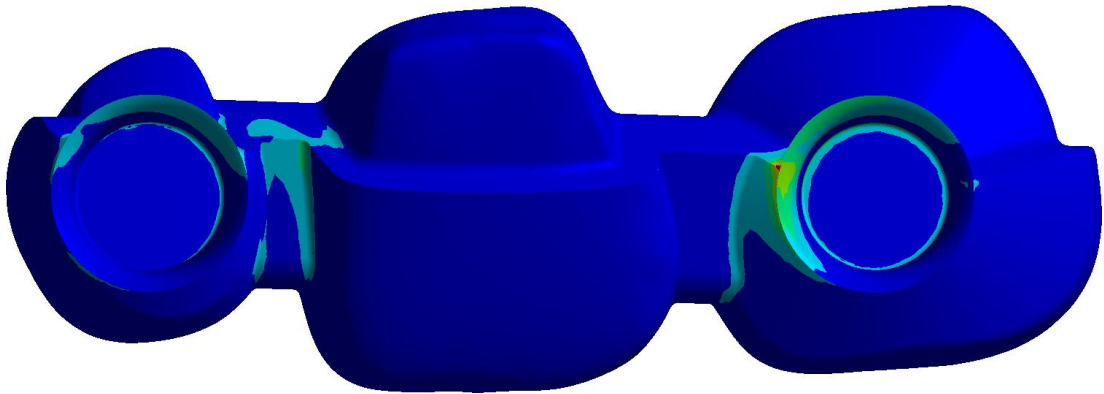
Infraestrutura metálica

A análise da infraestrutura foi através do critério de tensões equivalentes, também chamado de von Mises.

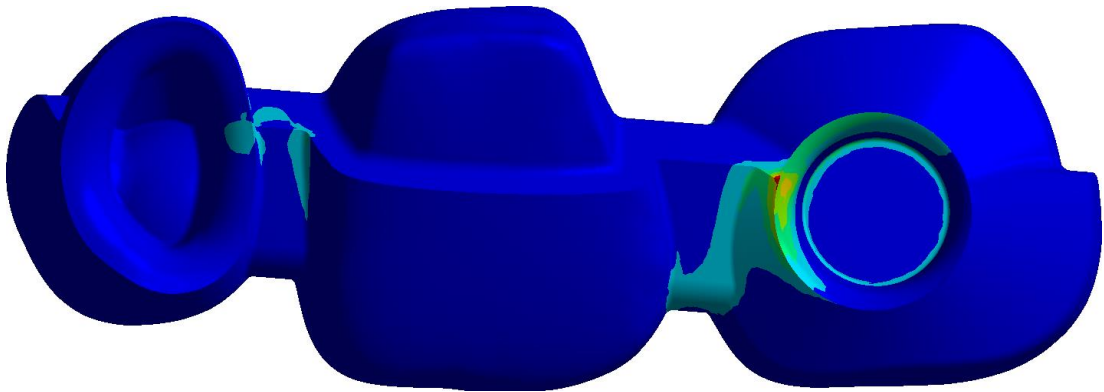
A tabela 15 e a figura 37 se referem aos resultados da infraestrutura sob carga axial.

Tabela 15: Valores de picos dos resultados da infraestrutura pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

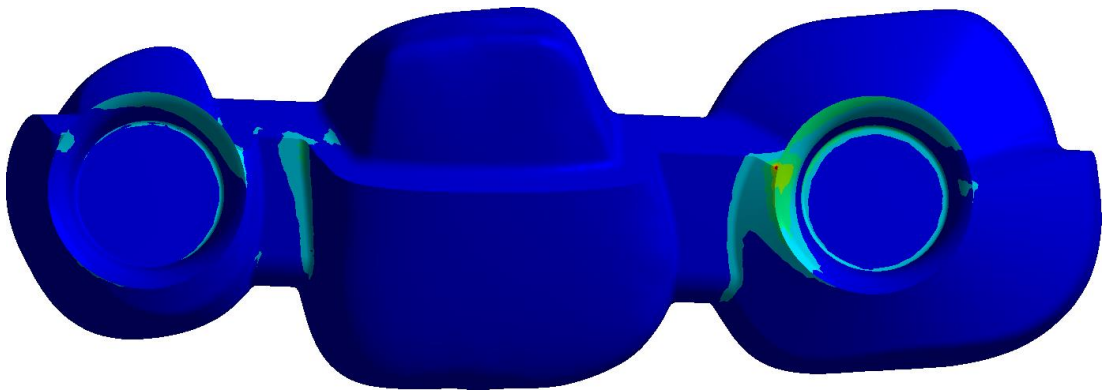
Modelo	von Mises
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	47,91 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	63,19 / 132%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	46,02 / 96%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	52,87 / 110%



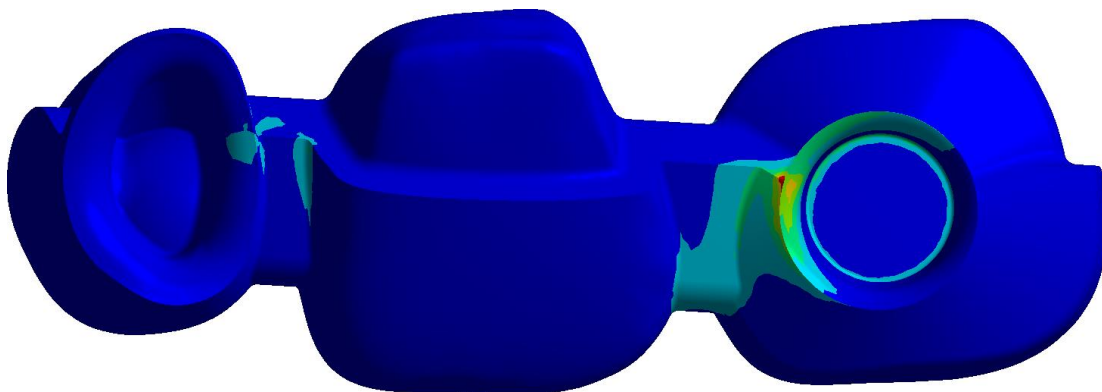
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)

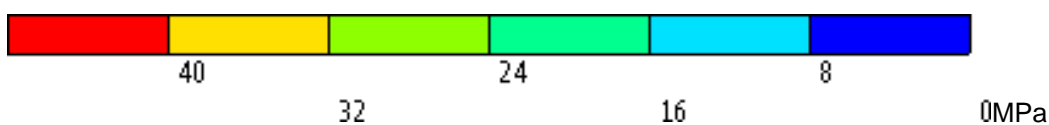
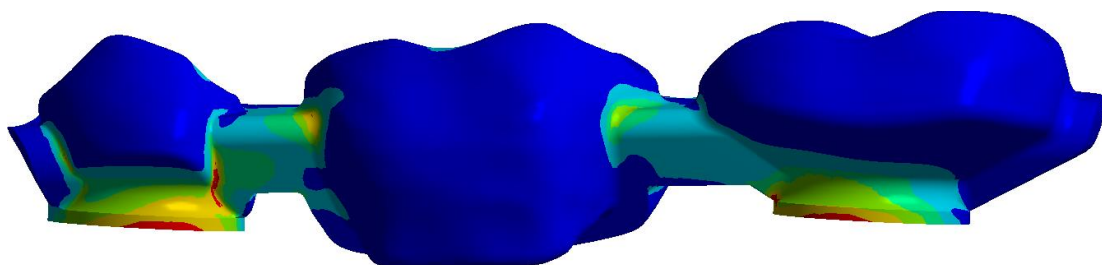


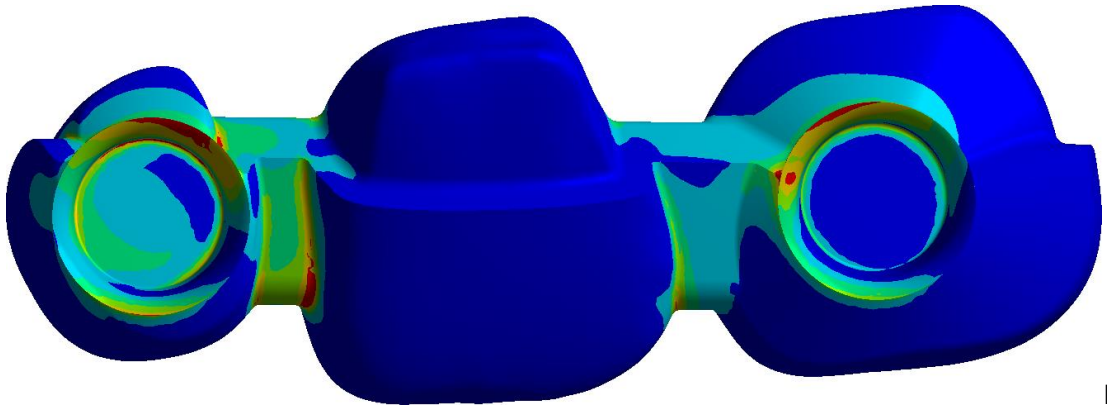
Figura 37: plotagem da infraestrutura pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

A tabela 16 e a figura 38 se referem aos resultados da infraestrutura sob carga oblíqua.

Tabela 16: Valores de picos dos resultados da infraestrutura pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

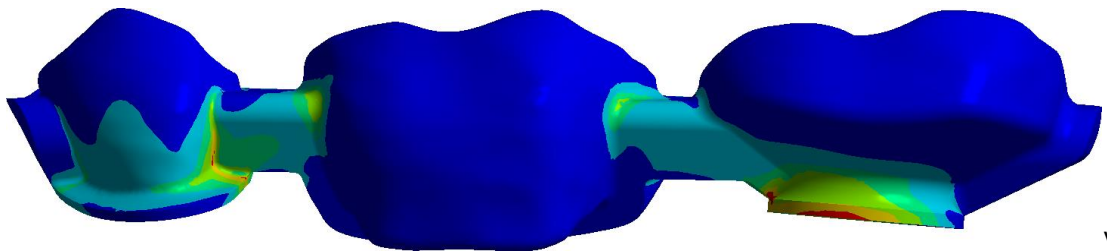
Modelo	von Mises
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	20 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)	23,07 / 115%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	27,97 / 140%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)	24,51 / 122%



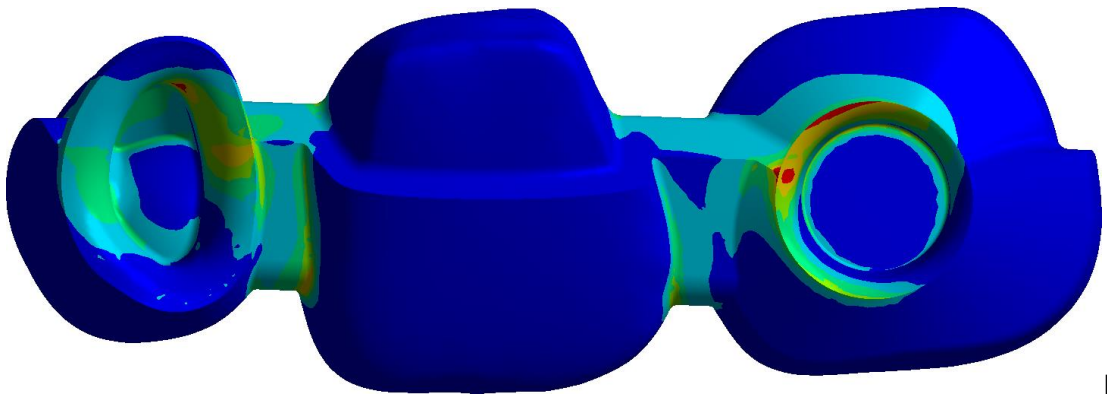


I

Modelo A (implante HE – implante HE)

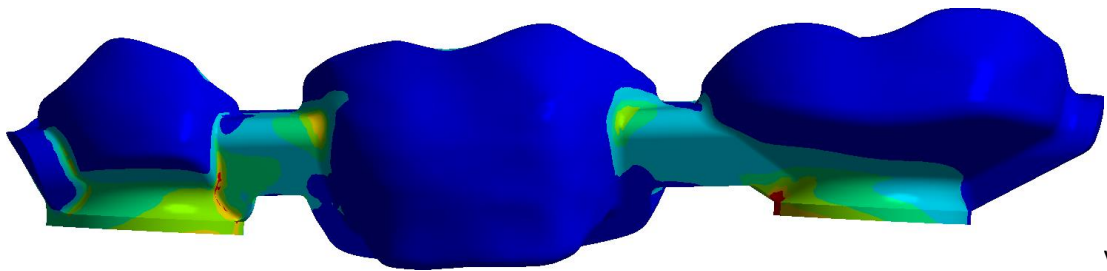


V



I

Modelo B (dente – implante HE)



V

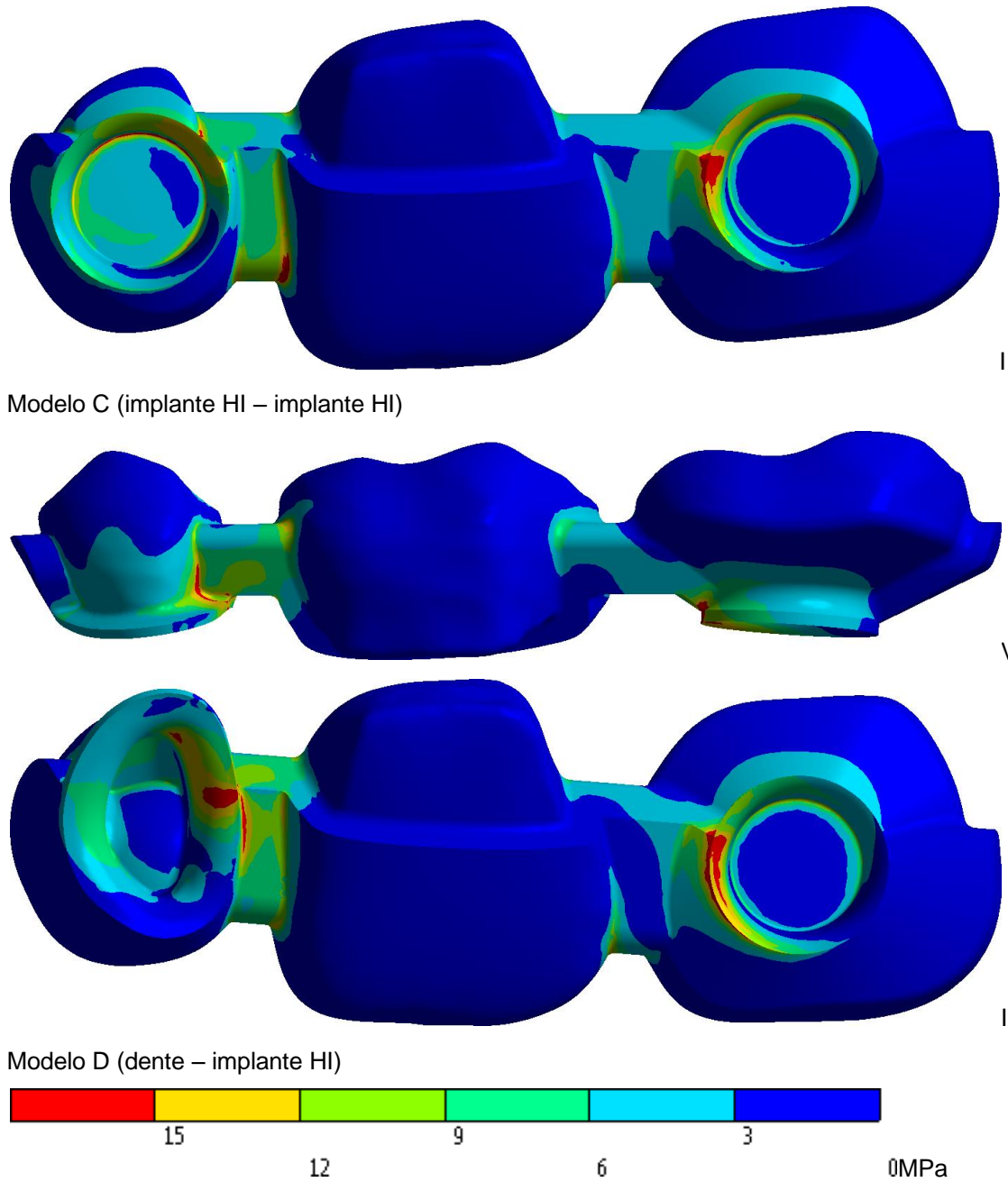


Figura 38: plotagem da infraestrutura pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

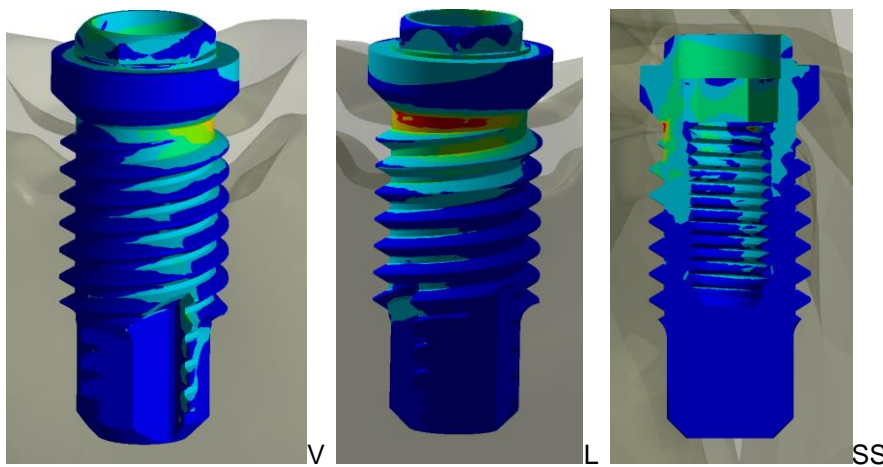
Implantes dentários

A análise dos implantes dentários foi através do critério de tensões equivalentes, também chamado de von Mises, pelo titânio ser um material dúctil e o critério ser recomendado para esses materiais.

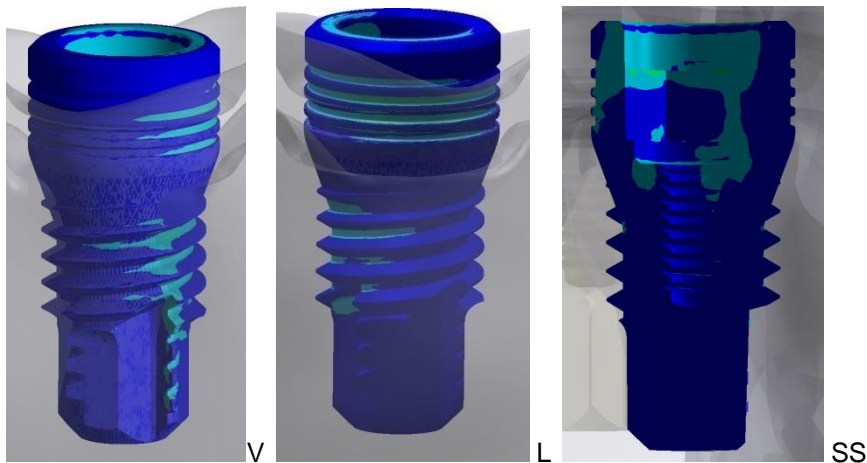
A tabela 17 e as figuras 39 e 40 se referem aos resultados dos implantes dentários sob carga axial.

Tabela 17: Valores de picos dos resultados nos implantes dentários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	elemento 35	Elemento 37
Modelo A (implante HE – implante HE)	25,92 / 100%	33,69 / 100%
Modelo B (dente – implante HE)		32,64 / 97%
Modelo C (implante HI– implante HI)	11,7 / 45%	23,59 / 70%
Modelo D (dente – implante HI)		22,03 / 65%



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

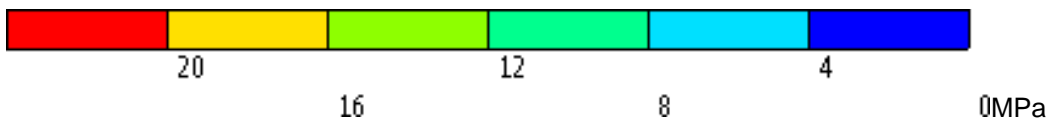
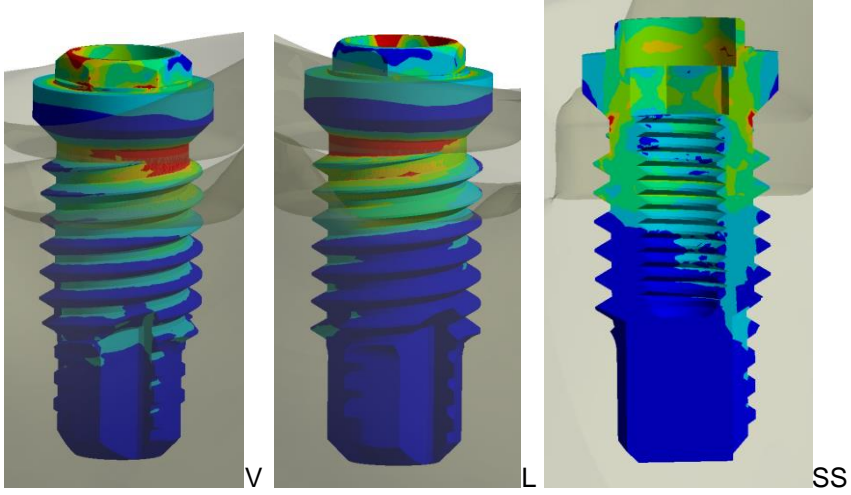
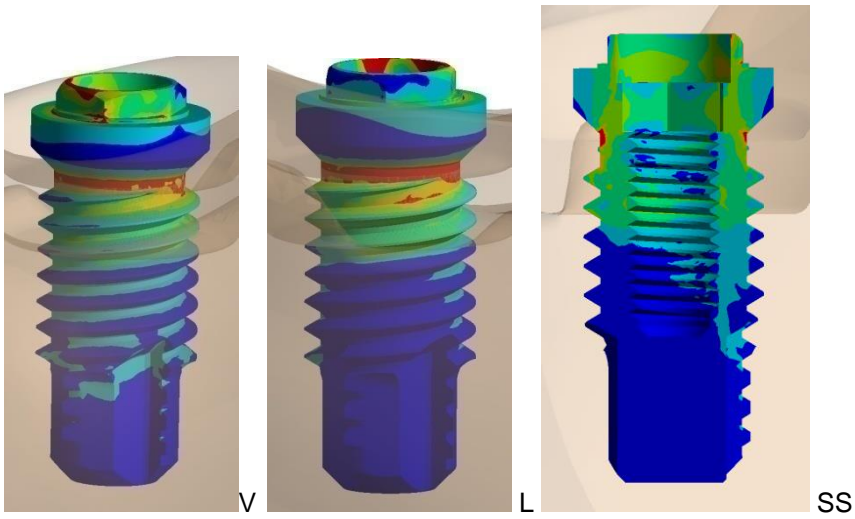


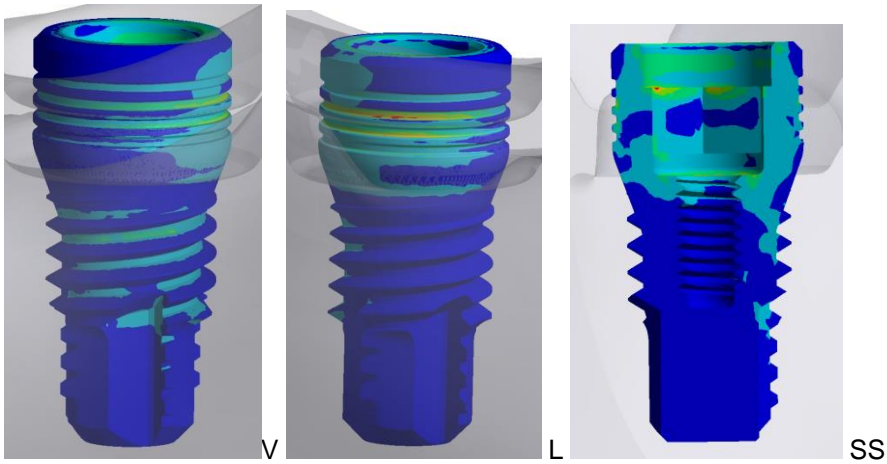
Figura 39: plotagem do implante 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.



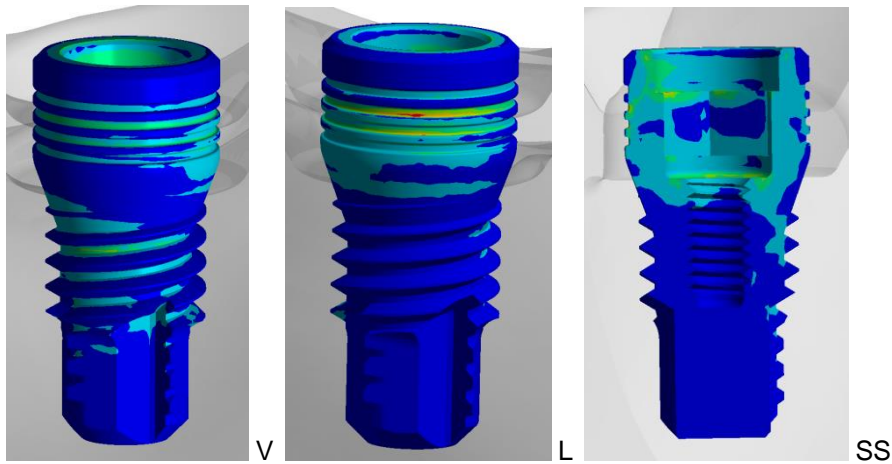
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)

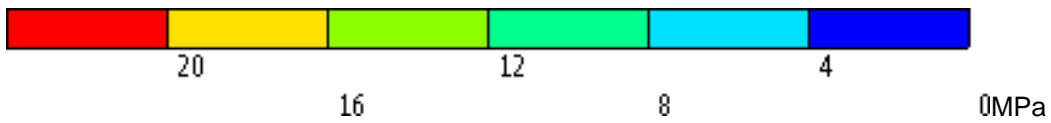
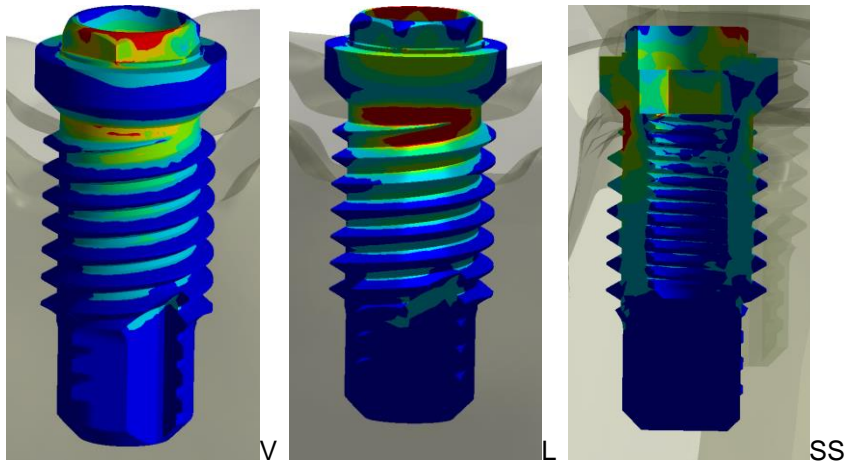


Figura 40: plotagem do implante 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

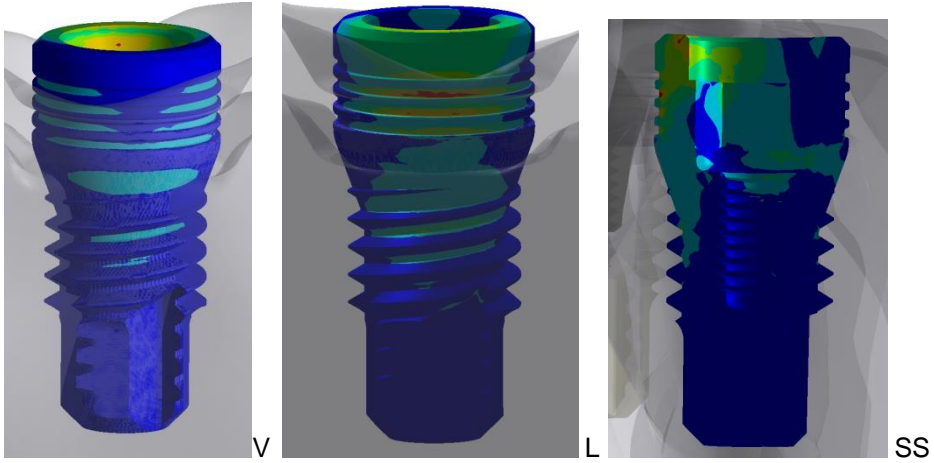
A tabela 18 e as figuras 41 e 42 se referem aos resultados dos implantes dentários sob carga oblíqua.

Tabela 18: Valores de picos dos resultados nos implantes dentários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	elemento 35	Elemento 37
Modelo A (implante HE – implante HE)	199,14 / 100%	179,18 / 100%
Modelo B (dente – implante HE)		168,05 / 94%
Modelo C (implante HI– implante HI)	94,87 / 47%	95,38 / 53%
Modelo D (dente – implante HI)		106,63 / 59%



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

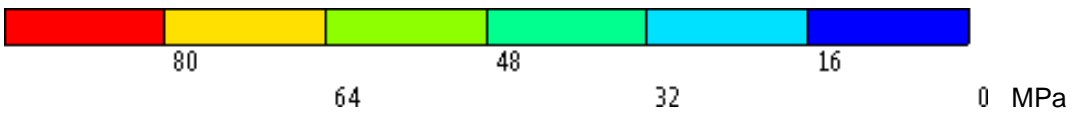
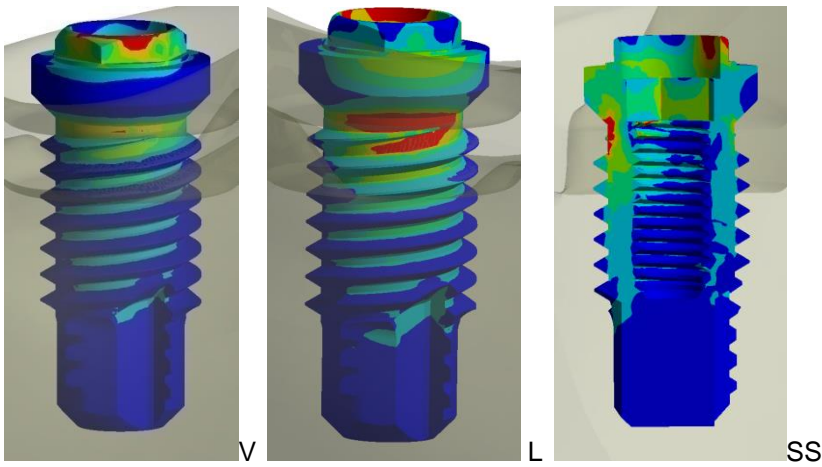
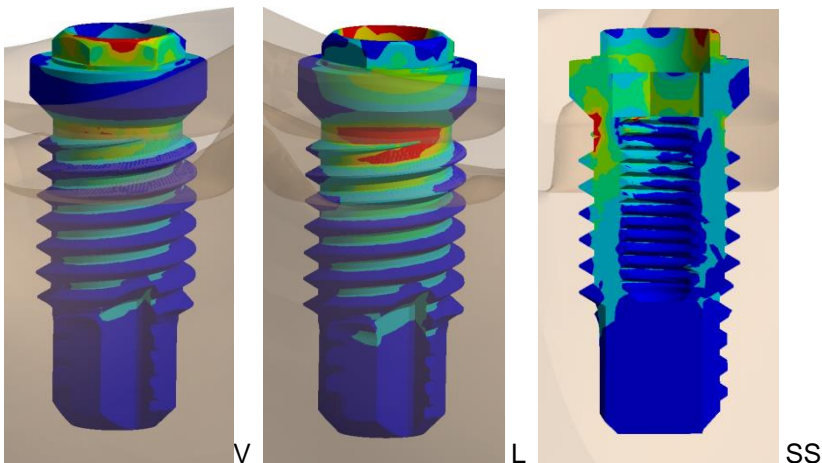


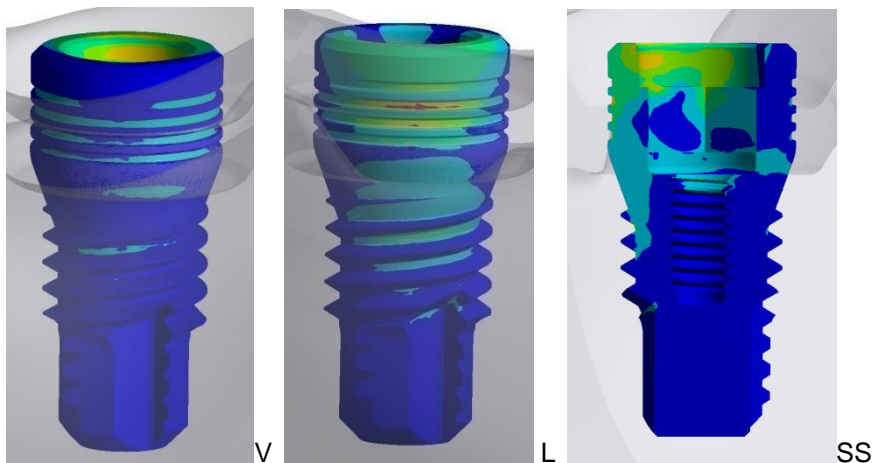
Figura 41: plotagem do implante 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.



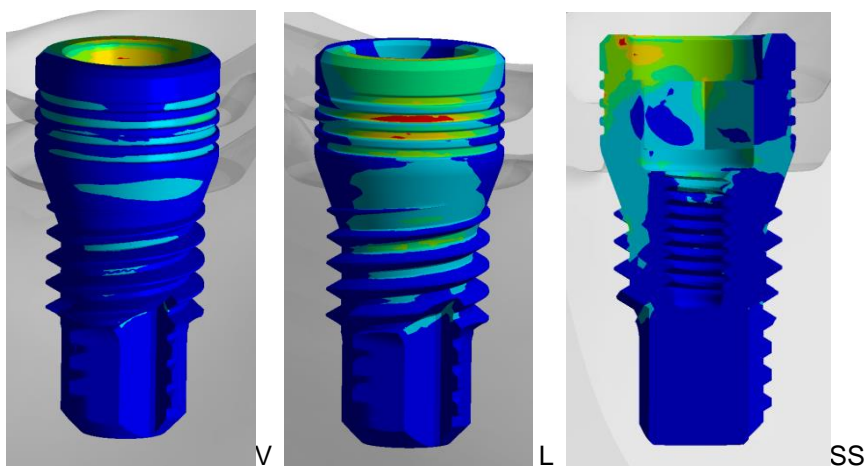
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)

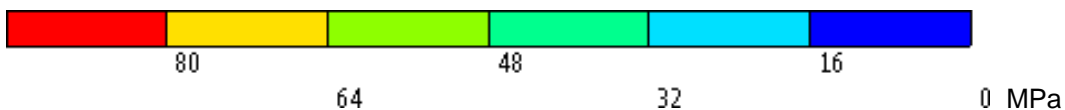


Figura 42: plotagem do implante 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

Os Gráficos 3A, 3B, 3C e 3D comparam as tensões nos implantes posicionados na região do 2º pré-molar e do 2º molar, nos Modelos de PDIS entre si e seus respectivos grupos controles.

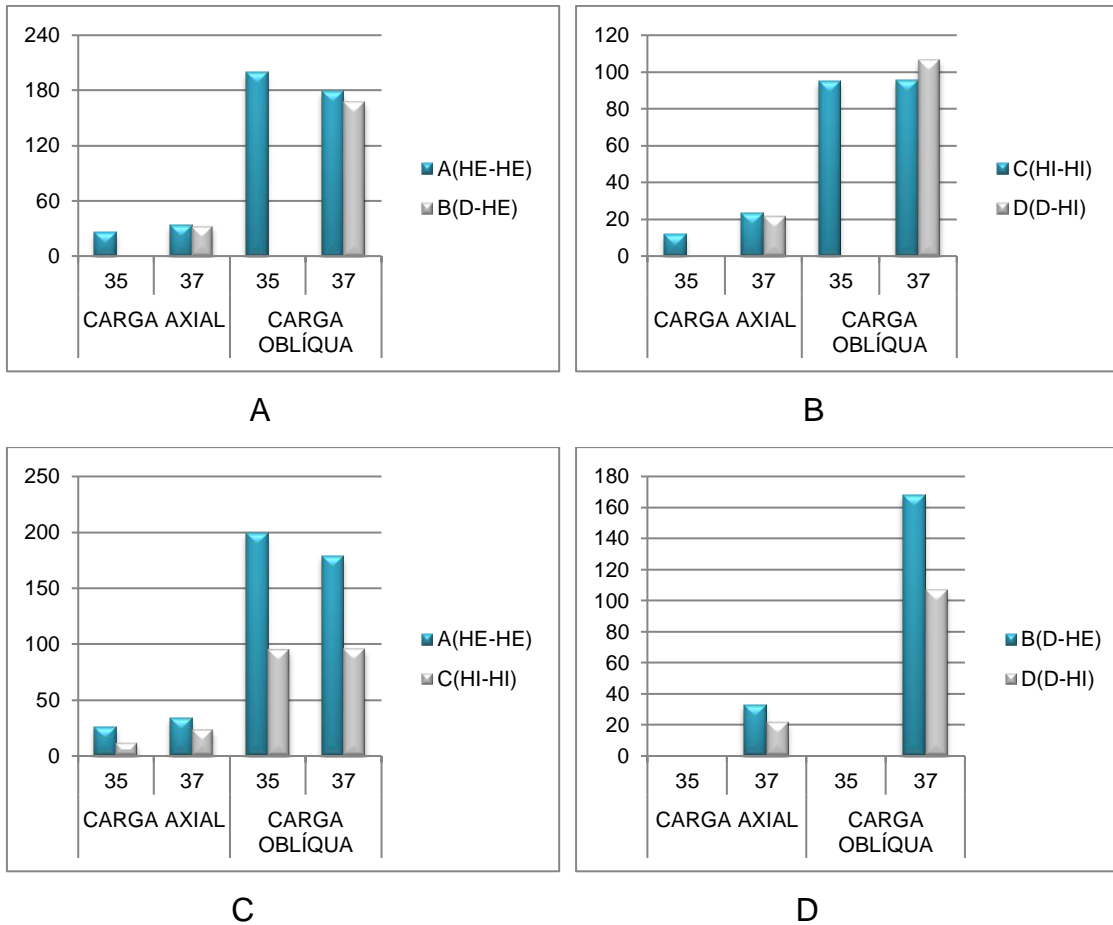


Gráfico 3: A- comparação das tensões nos implantes entre o grupo teste e seu controle com implantes HE; B- comparação das tensões nos implantes entre o grupo teste e seu controle com implantes HI; C- comparação das tensões nos implantes entre os grupos controles; D- comparação das tensões nos implantes entre os grupos testes.

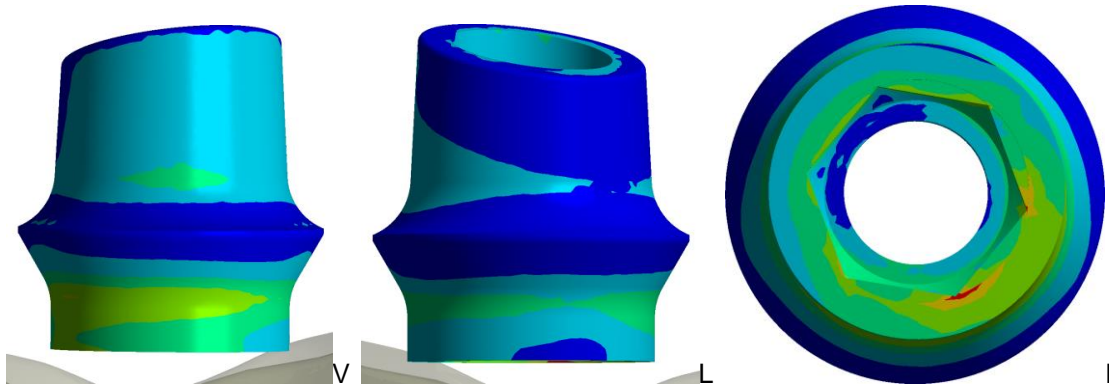
Intermediários

A análise dos intermediários foi através do critério de tensões equivalentes, também chamado de von Mises, pelo titânio ser um material dúctil e o critério ser recomendado para esses materiais.

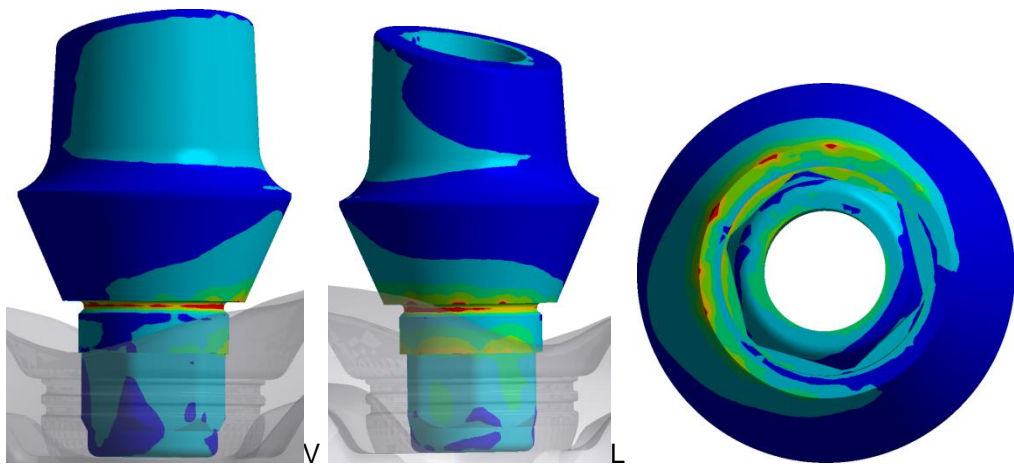
A tabela 19 e as figuras 43 e 44 se referem aos resultados dos intermediários sob carga axial.

Tabela 19: Valores de picos dos resultados nos intermediários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	elemento 35	Elemento 37
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	14,13 / 100%	36,36 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)		38,21 / 105%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	18,06 / 128%	35,95 / 99%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)		44,03 / 121%



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

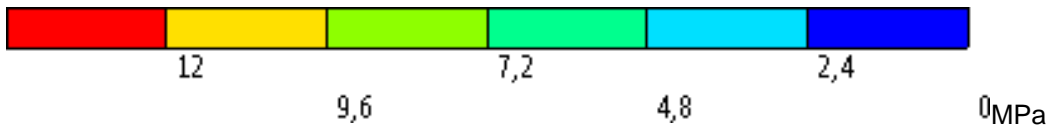
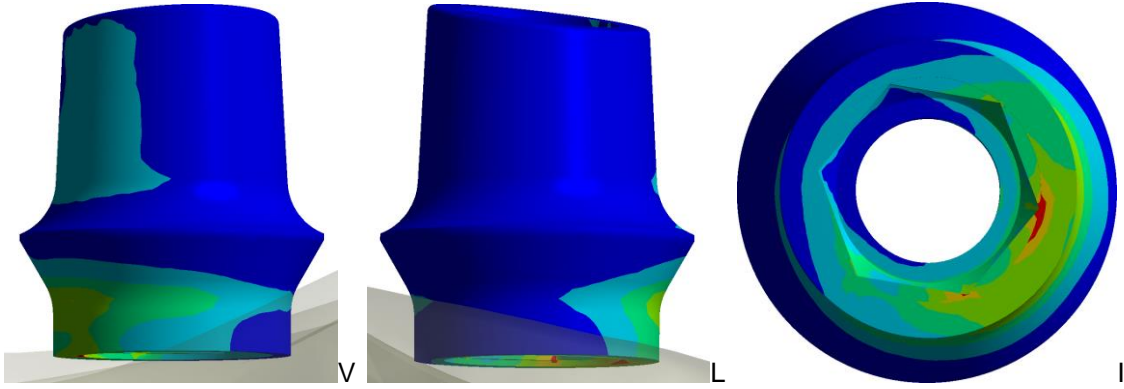
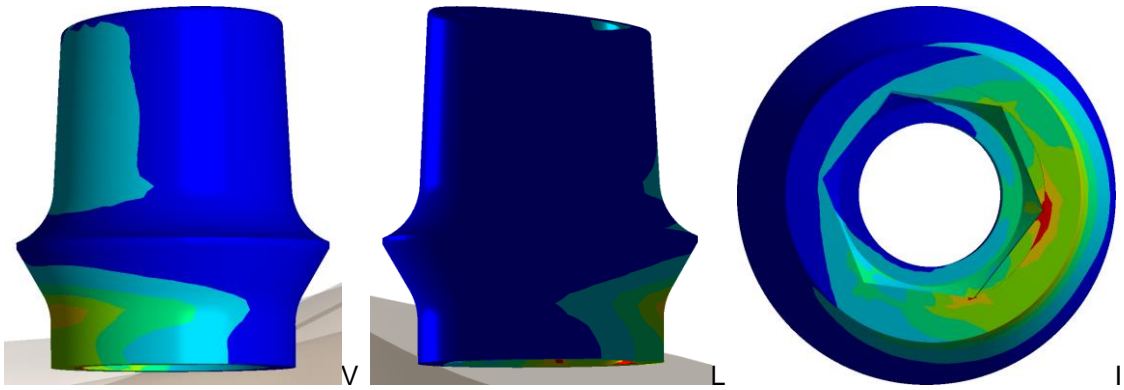


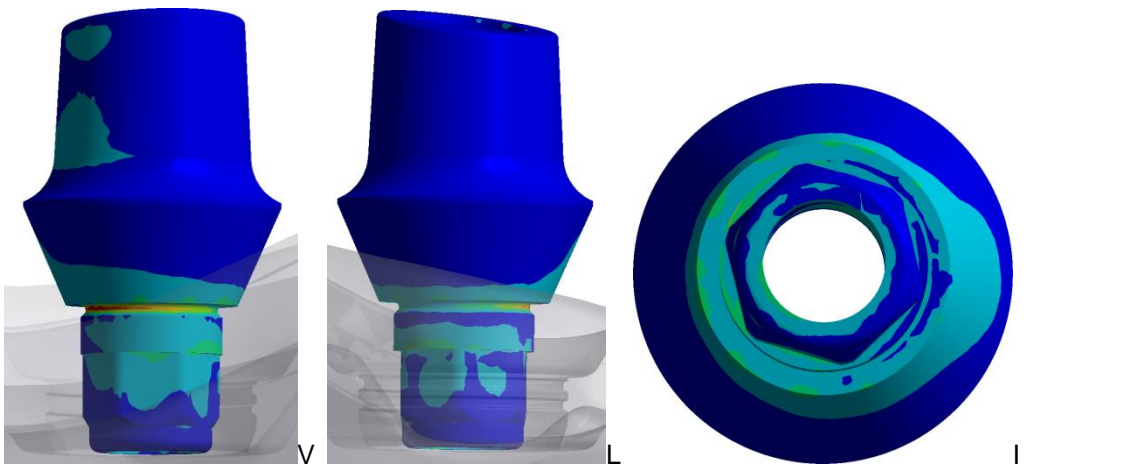
Figura 43: plotagem do intermediário 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.



Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)

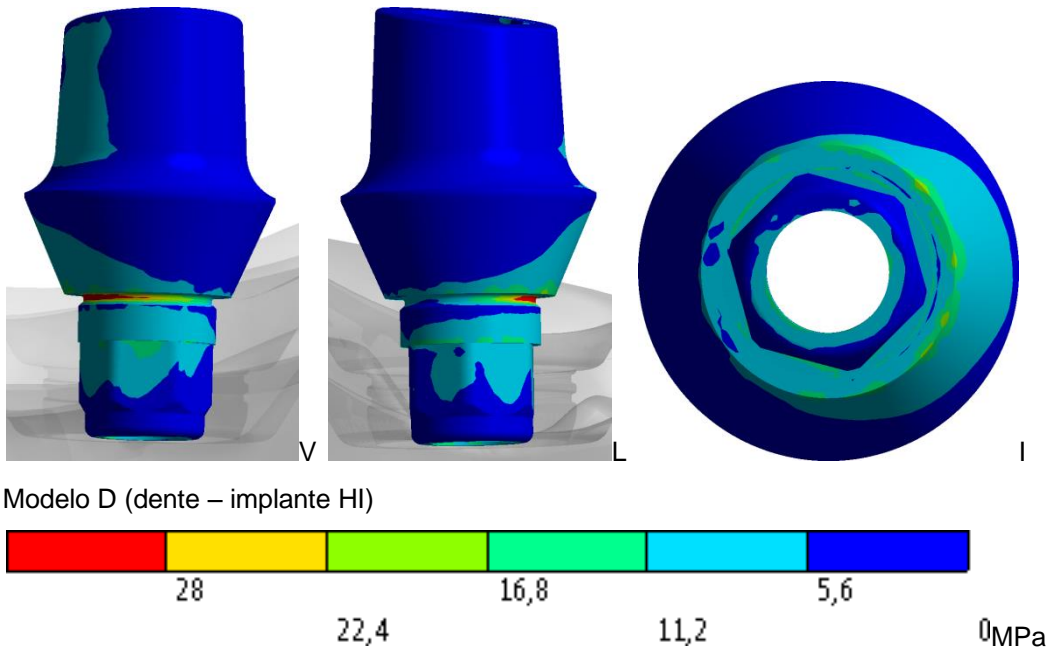
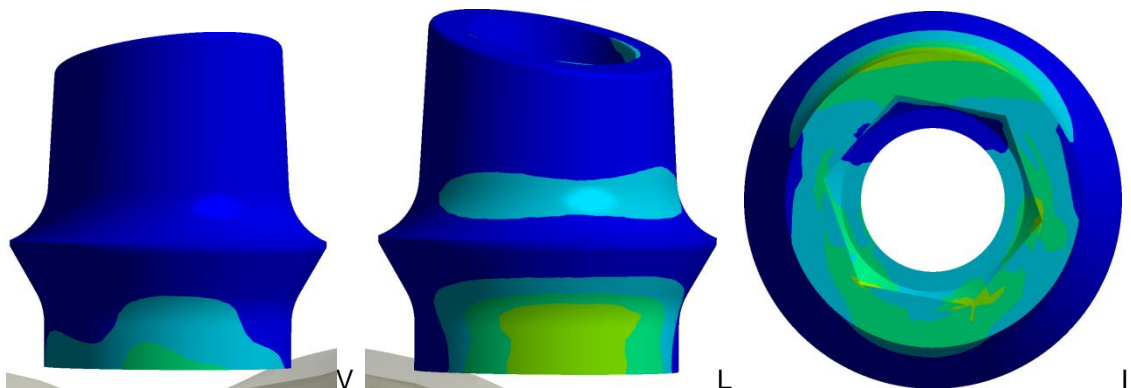


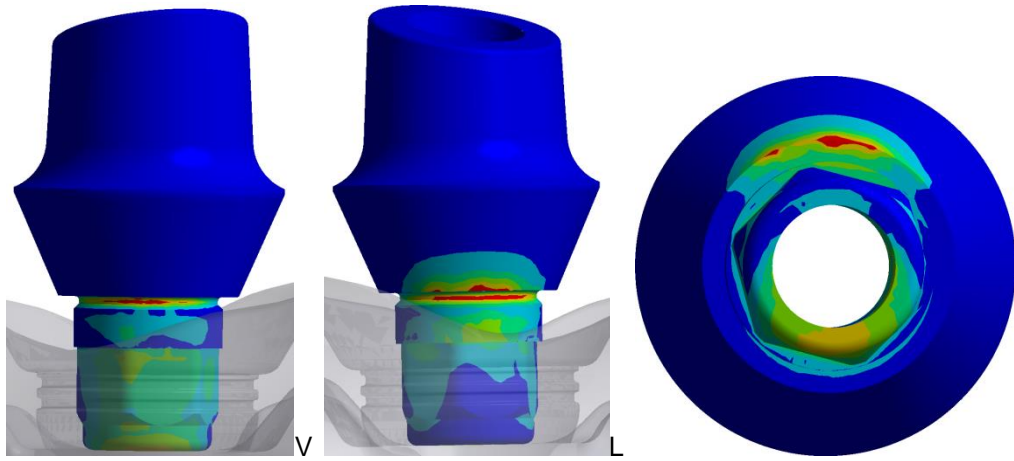
Figura 44: plotagem do intermediário 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

A tabela 20 e as figuras 45 e 46 se referem aos resultados dos intermediários sob carga oblíqua.

Tabela 20: Valores de picos dos resultados nos intermediários pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	elemento 35	Elemento 37
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	81,01 / 100%	73,65 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)		85,78 / 116%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	127,14 / 157%	98,94 / 134%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)		122,11 / 166%





Modelo C (implante HI – implante HI)

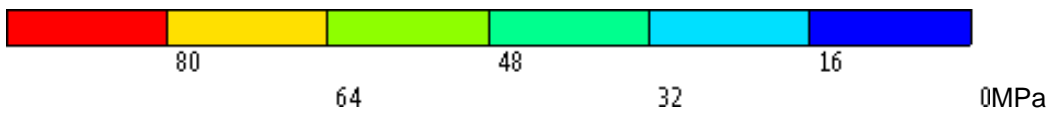
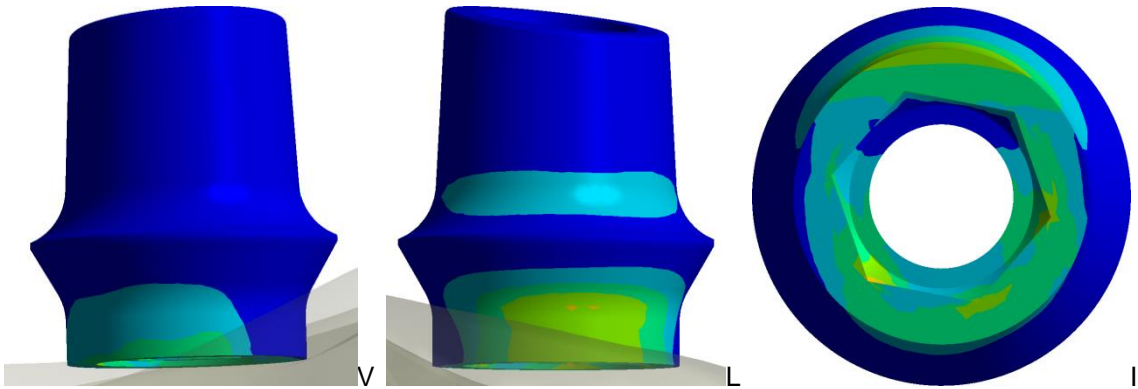
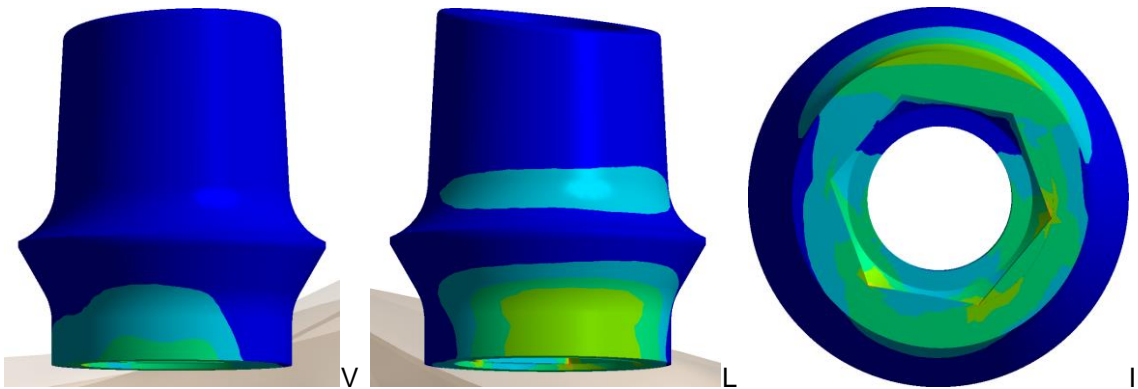


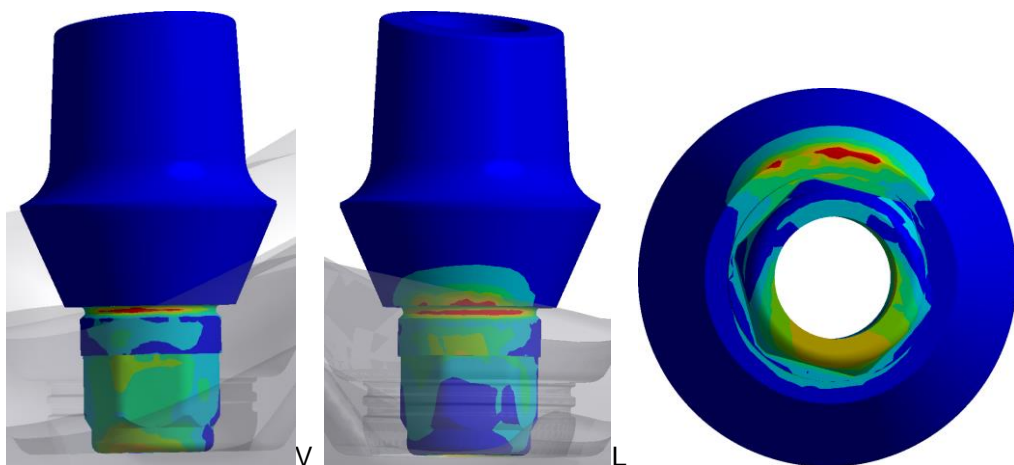
Figura 45: plotagem do intermediário 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.



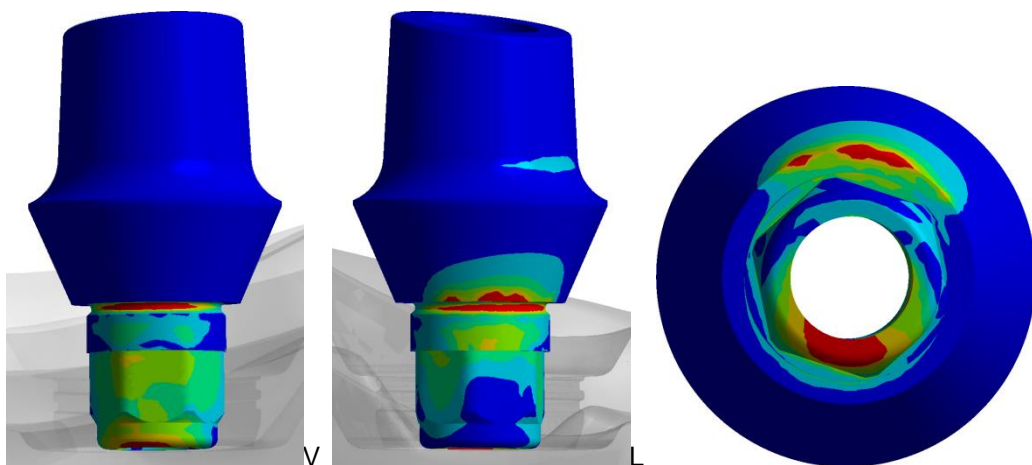
Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



Modelo C (implante HI – implante HI)



Modelo D (dente – implante HI)

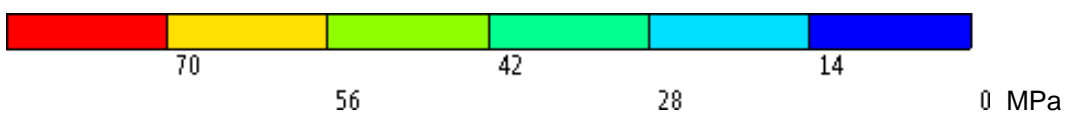


Figura 46: plotagem do intermediário 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

Os Gráficos 4A, 4B, 4C, e 4D comparam as tensões nos intermediários entre os grupos testes e controles, sob os dois tipos de carga.

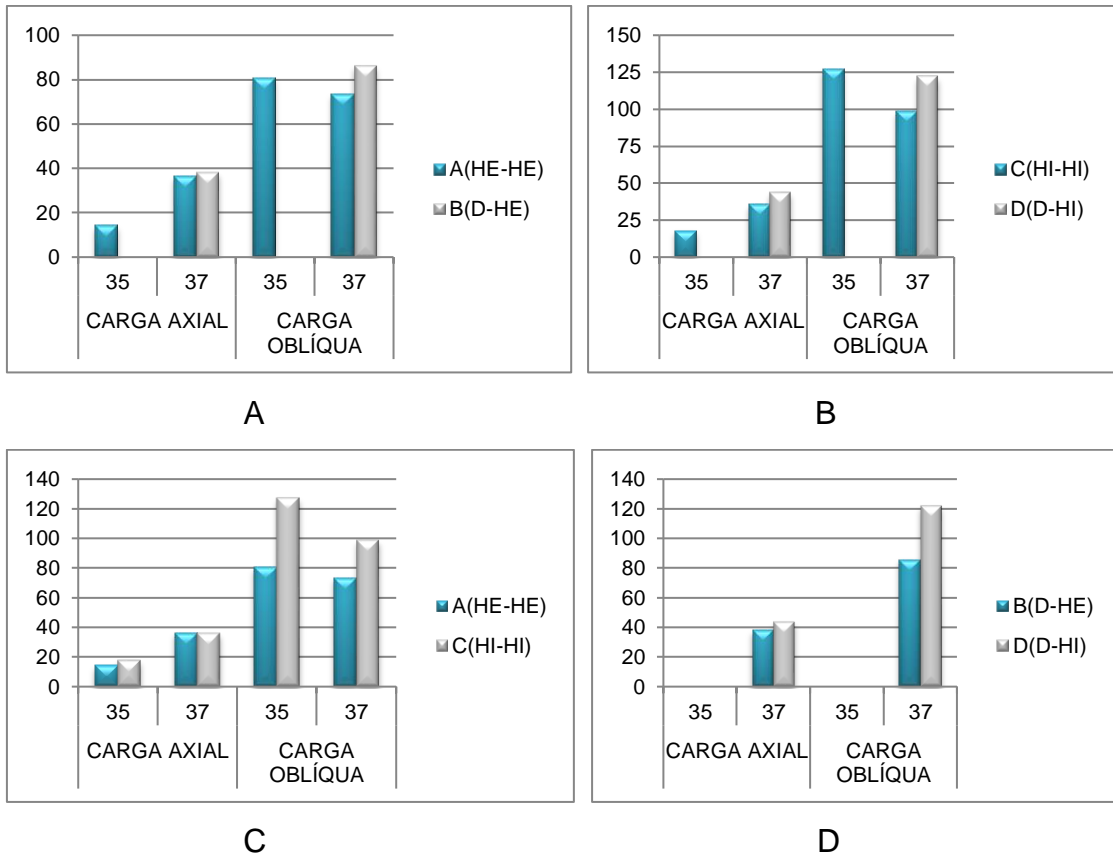


Gráfico 4: A- comparação das tensões nos intermediários entre o grupo teste e seu controle com implantes HE; B- comparação das tensões nos intermediários entre o grupo teste e seu controle com implantes HI; C- comparação das tensões nos intermediários entre os grupos controles; D- comparação das tensões nos intermediários entre os grupos testes

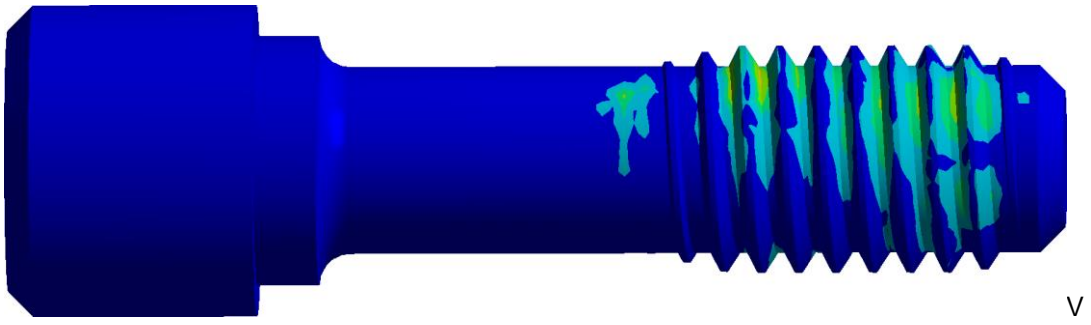
Parafuso

A análise dos parafusos foi através do critério de tensões equivalentes, também chamado de von Mises, pelo titânio ser um material dúctil e o critério ser recomendado para esses materiais.

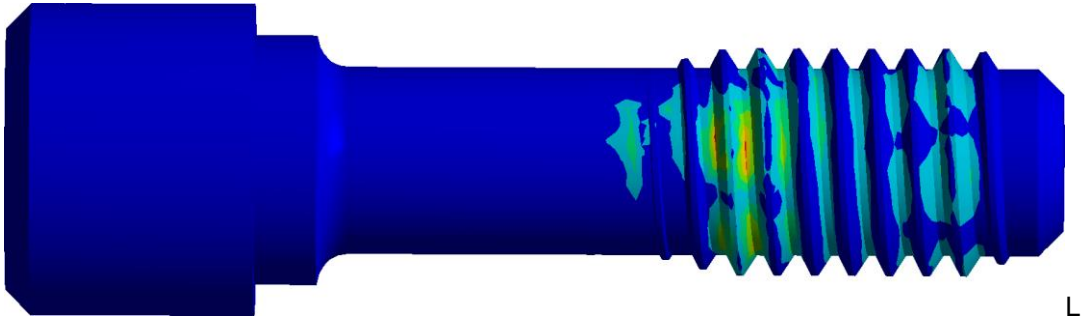
A tabela 21 e as figuras 47 e 48 se referem aos resultados dos parafusos sob carga axial.

Tabela 21: Valores de picos dos resultados nos parafusos pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga axial (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	elemento 35	Elemento 37
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	6,33 / 100%	11,14 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)		12,18 / 109%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	2,95 / 46%	1,62 / 14%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)		1,94 / 17%



V



L



SS

Modelo A (implante HE – implante HE)



V



L

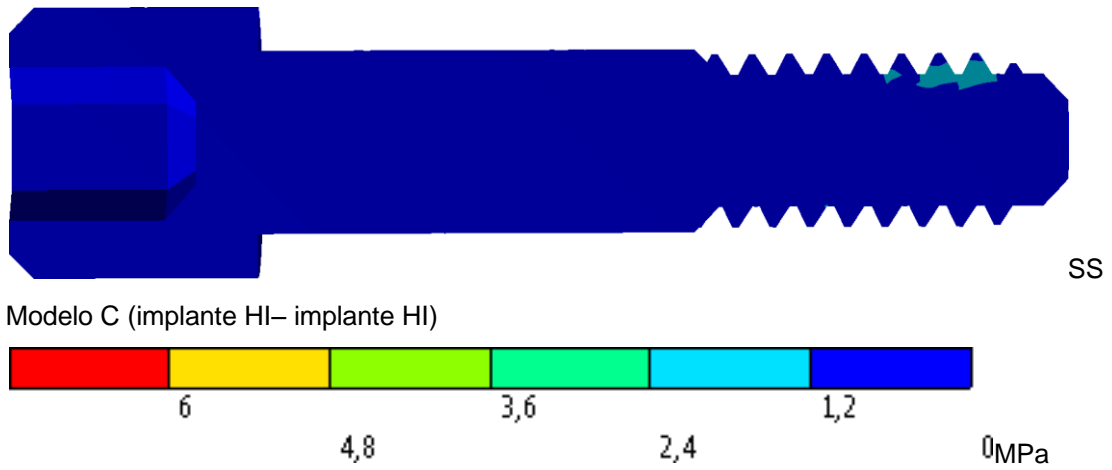
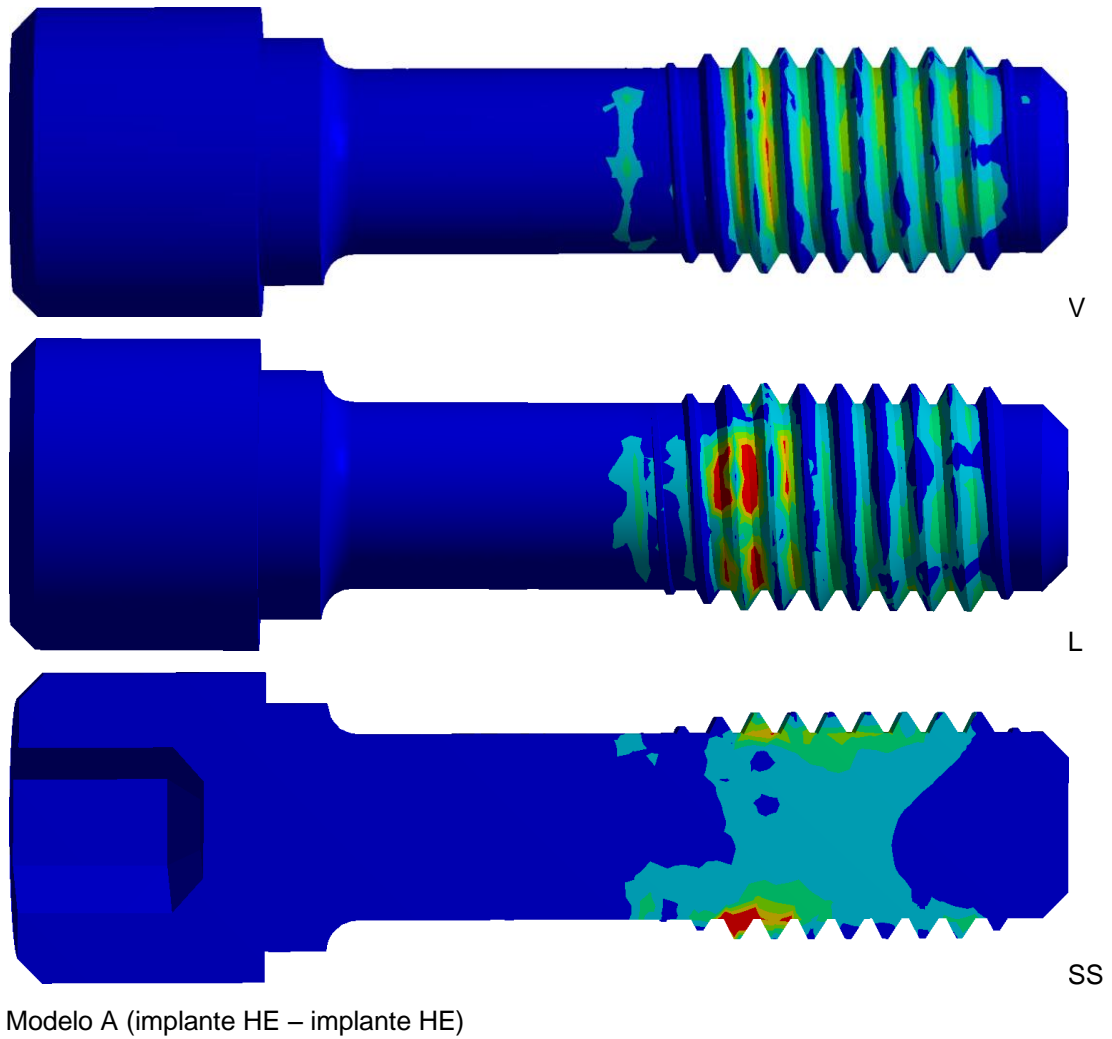
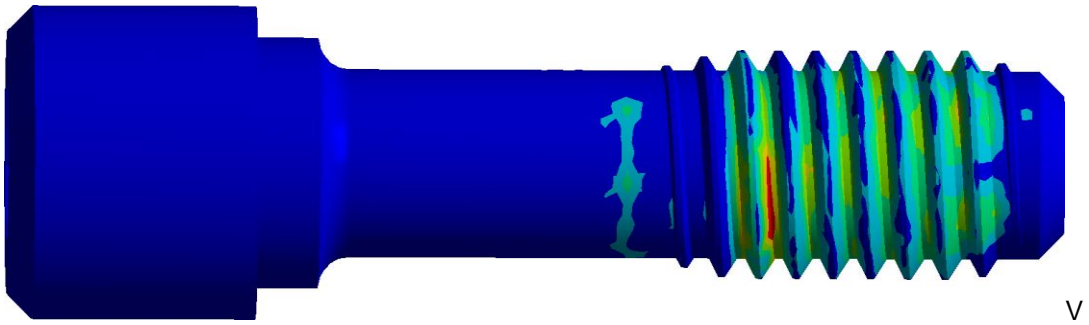
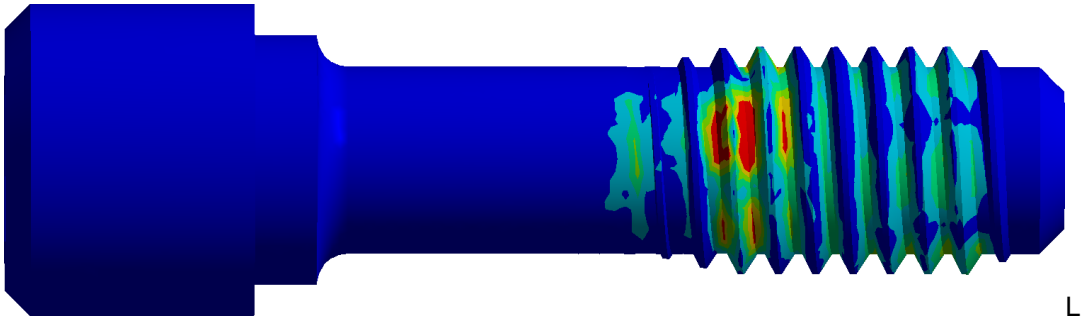


Figura 47: plotagem do parafuso 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.





V



L



SS

Modelo B (dente – implante HE)



V



L

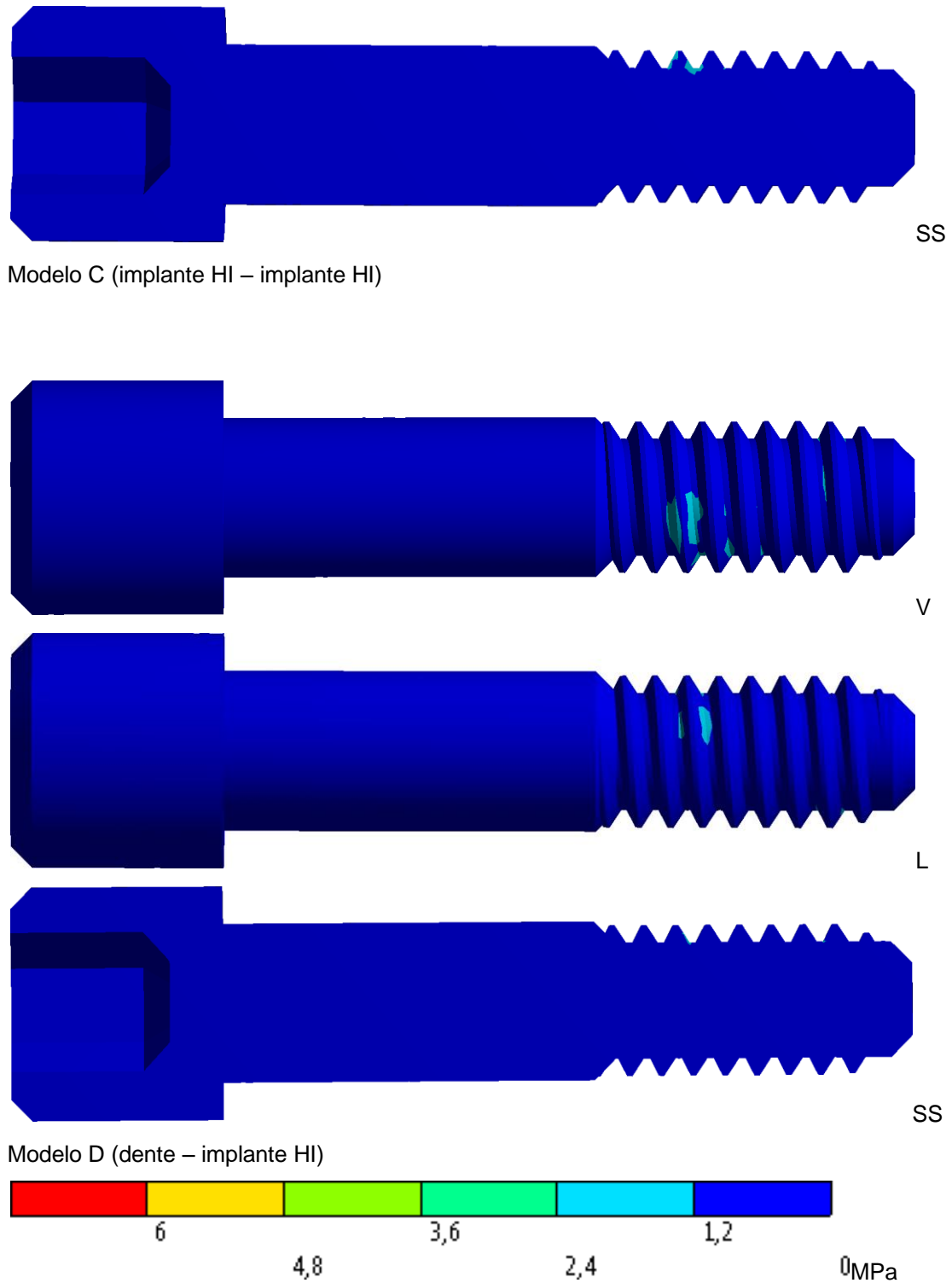
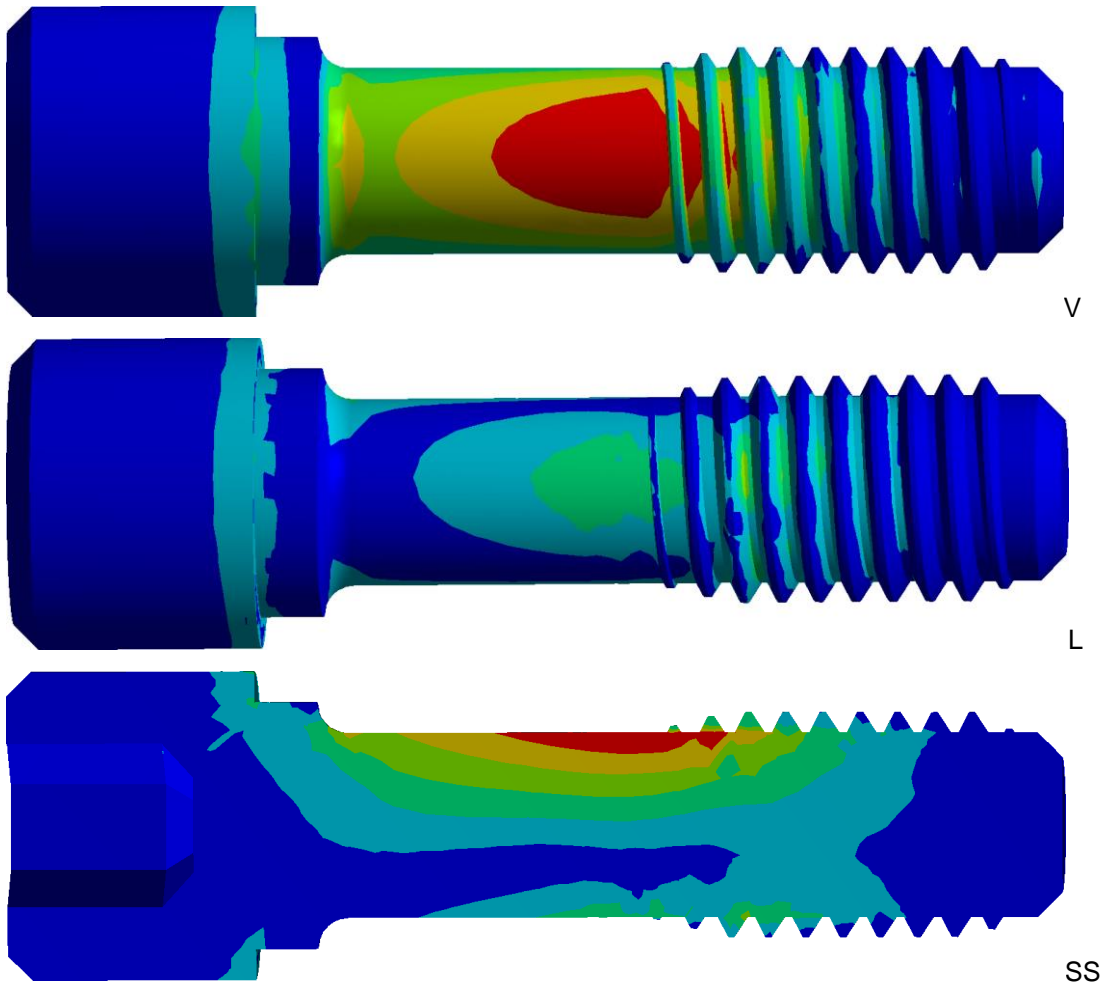


Figura 48: plotagem do parafuso 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga axial. A escala se refere a todas as vistas.

A tabela 22 e as figuras 49 a 50 se referem aos resultados dos parafusos sob carga oblíqua.

Tabela 22: Valores de picos dos resultados nos parafusos pelo critério de von Mises para modelos submetidos à carga oblíqua (em MPa) e seu percentual em relação ao controle (modelo A).

Modelo	elemento 35	Elemento 37
Modelo A (<i>implante HE – implante HE</i>)	87,78 / 100%	80,23 / 100%
Modelo B (<i>dente – implante HE</i>)		78,11 / 97%
Modelo C (<i>implante HI– implante HI</i>)	81,31 / 92%	78,44 / 98%
Modelo D (<i>dente – implante HI</i>)		94,27 / 117%



Modelo A (*implante HE – implante HE*)

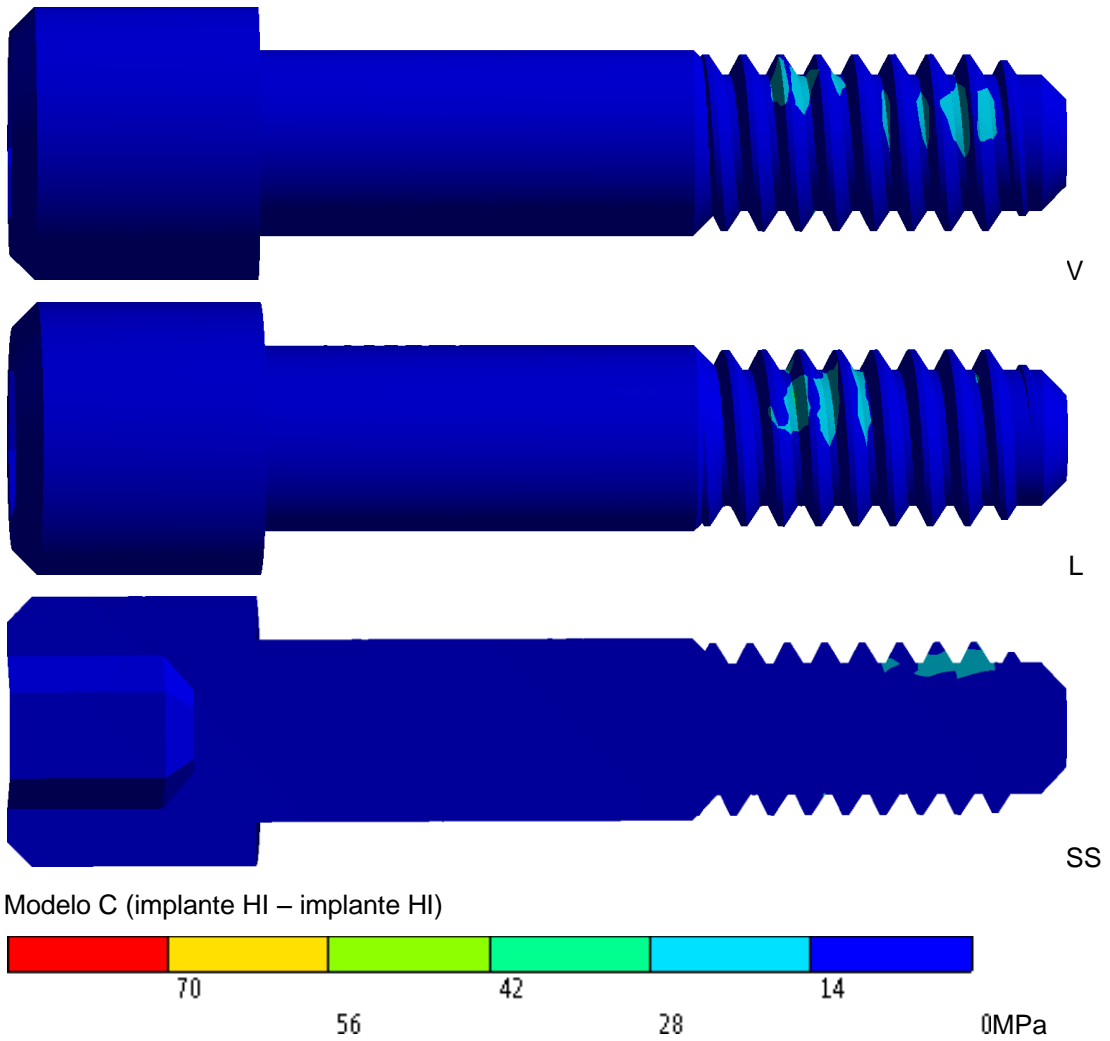
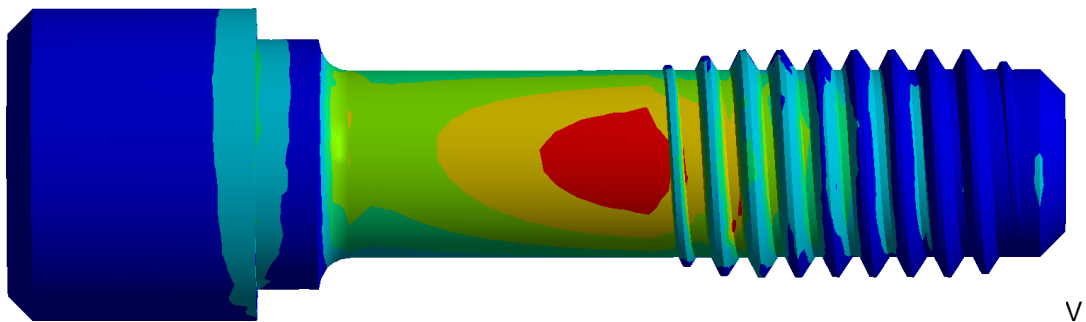
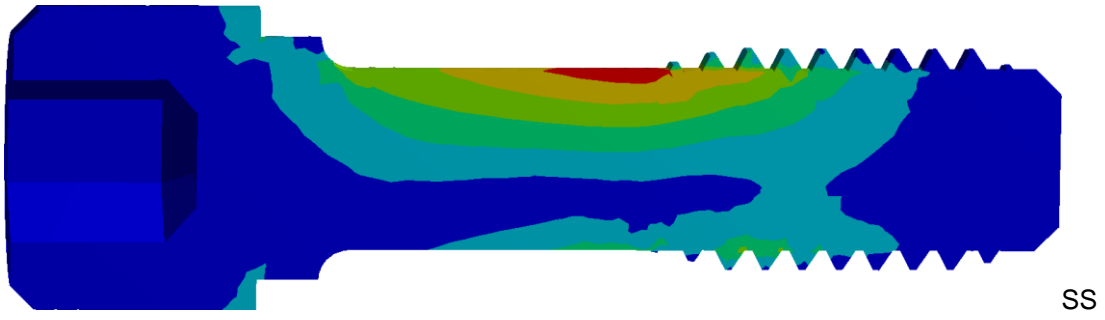
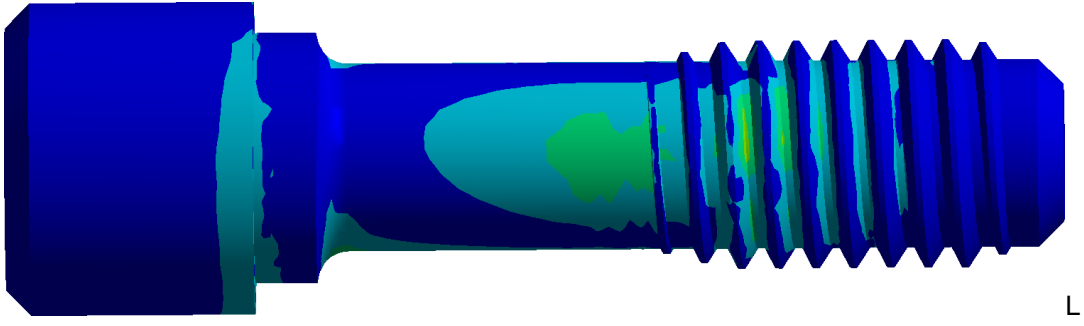
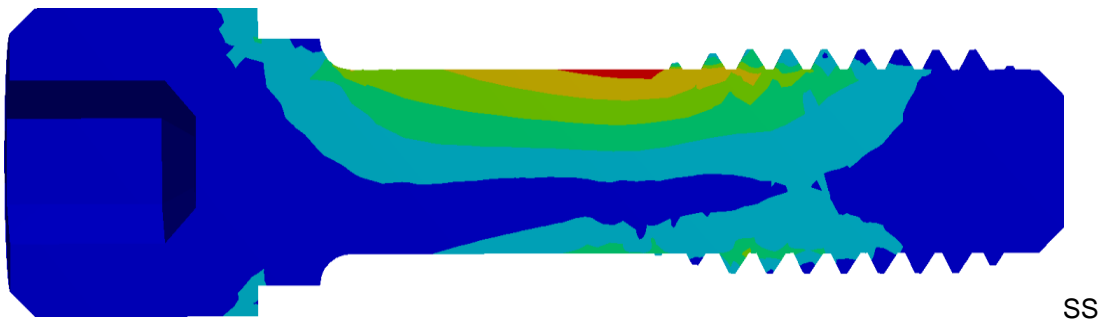
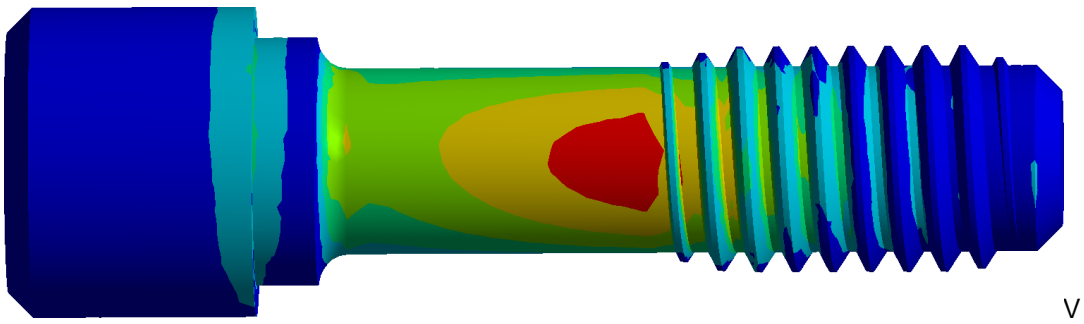


Figura 49: plotagem do parafuso 35 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

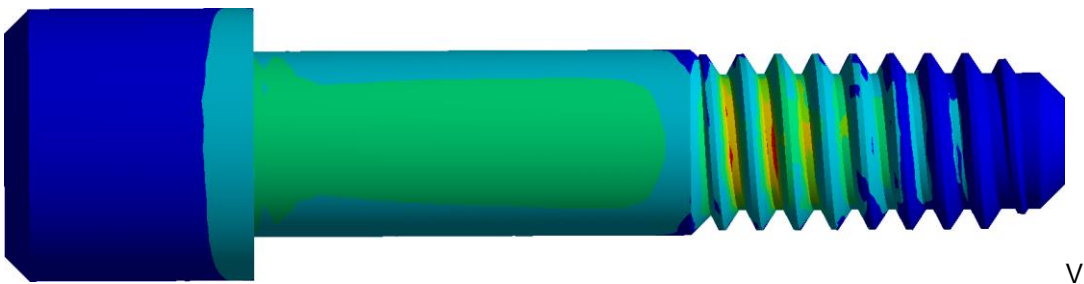




Modelo A (implante HE – implante HE)



Modelo B (dente – implante HE)



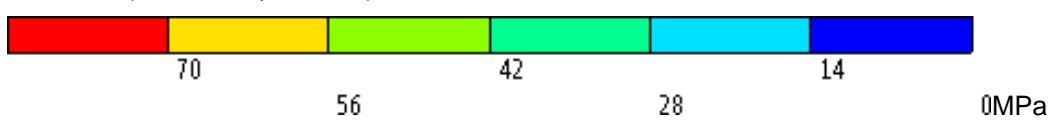
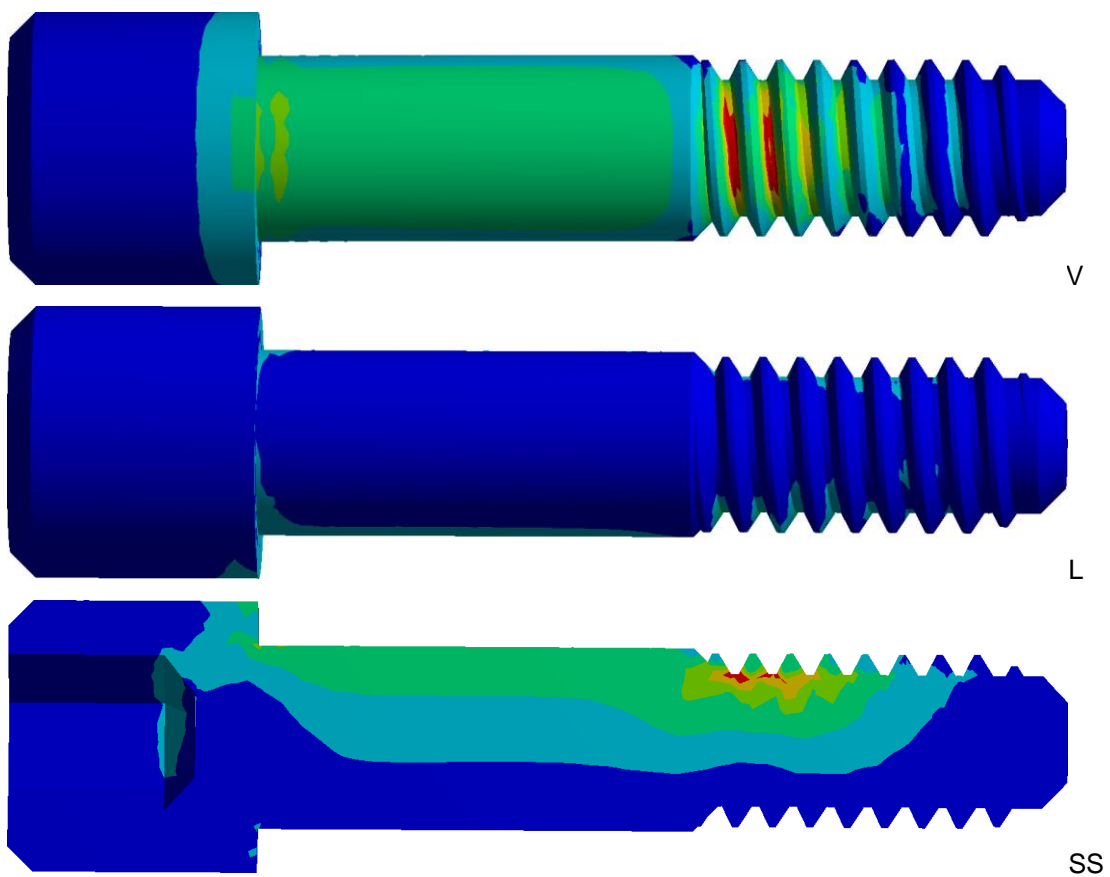
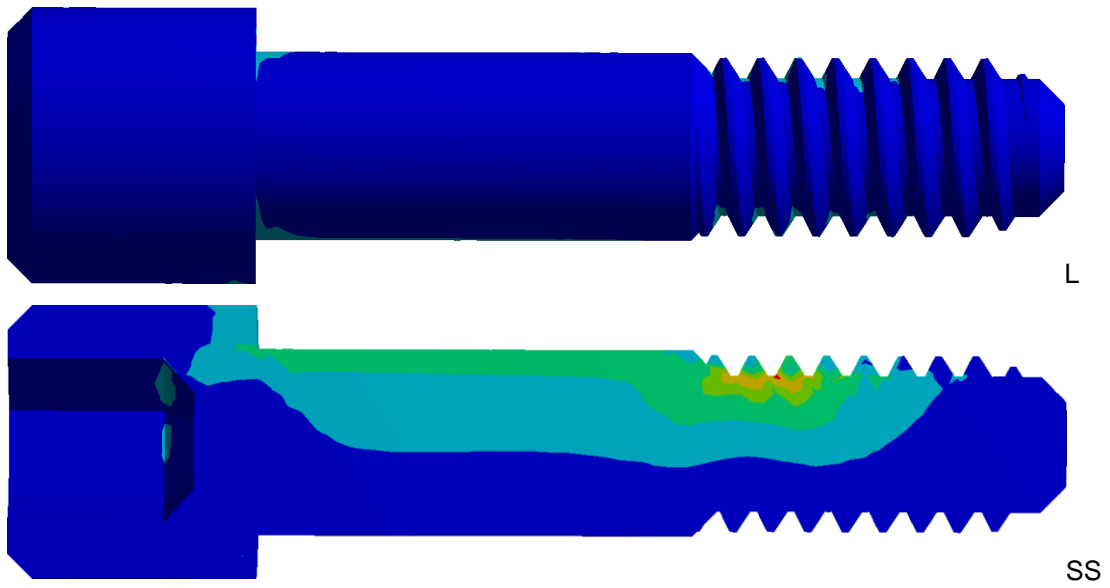
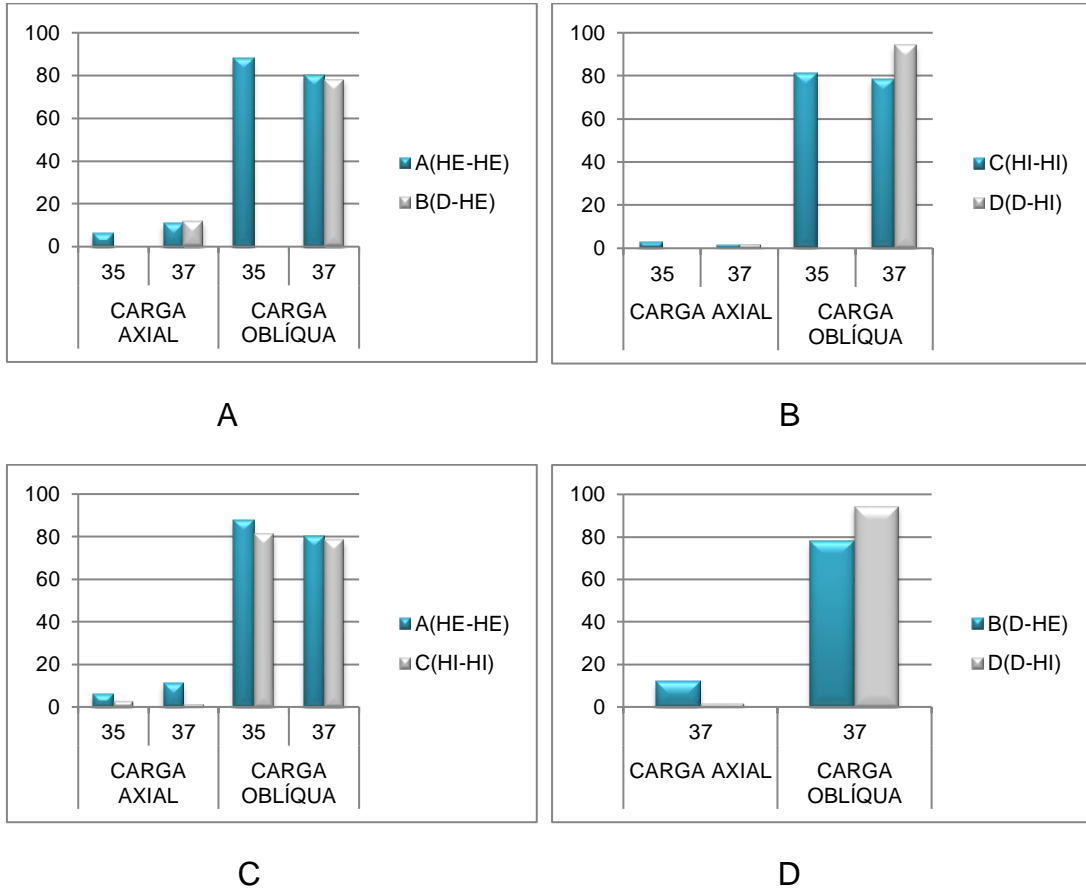


Figura 50: plotagem do parafuso 37 pelo critério de von Mises, para modelos submetidos à carga oblíqua. A escala se refere a todas as vistas.

Os Gráficos 5A, 5B, 5C, e 5D comparam as tensões nos intermediários entre os grupos testes e controles, sob os dois tipos de carga.



Gráficos 5: A- comparação das tensões nos parafusos entre o grupo teste e seu controle com implantes HE; B- comparação das tensões nos parafusos entre o grupo teste e seu controle com implantes HI; C- comparação das tensões nos parafusos entre os grupos controles; D- comparação das tensões nos parafusos entre os grupos testes.

6 DISCUSSÃO

No presente estudo, a distribuição de tensões em PDIS foram analisadas em um segmento posterior de mandíbula porque, na prática clínica, o edentulismo é mais prevalente nesta região e este tipo de prótese pode ser o tratamento de escolha (Misch, 2008; SBBrasil, 2010).

A possibilidade de reabilitar proteticamente um paciente parcialmente edêntulo envolve tanto os fatores bio-psíquico-sociais, como os fatores mecânicos. Considerando a região edêntula posterior de mandíbula, se a quantidade e a qualidade do tecido ósseo forem suficientes, a terapia mais indicada seria a reabilitação com próteses implanto-suportadas, uma vez que esta terapia é viável do ponto de vista estético e biológico, além de apresentar boas taxas de sobrevida e sucesso para os implantes e a prótese (Pjetursson & Lang, 2008).

Nos casos em que exista perda óssea extensa, principalmente em altura, nessa mesma região, há de se considerar que esta limitação anatômica pode influenciar a decisão terapêutica, contra-indicando a reabilitação com esse tipo de prótese. Uma alternativa viável seria a reabilitação com prótese dento-implanto-suportada, uma vez que o tratamento com esta prótese, em região posterior da mandíbula, é indicado quando apenas um implante pode ser colocado em um sítio com espessura e altura ósseas suficientes. Além de fornecer apoio suficiente, a utilização de um único implante evita a necessidade de transposição do nervo alveolar inferior, o risco de complicações de enxerto ósseo e pode ser uma boa escolha quando outros tratamentos não são aceitáveis, com por exemplo com as próteses parciais removíveis. No entanto, a vitalidade do dente, a condição periodontal, atividade de cárie e os riscos biomecânicos a longo prazo devem ser considerados (Gotfredsen et al., 2008; Lindh, 2008).

Dois modelos de PDIS foram construídos e os resultados foram comparados com os das próteses implanto-suportadas que foram os grupos controles. Além disso, utilizou-se implantes com diferentes conexões a fim de avaliar o comportamento mecânico dos dois tipos de próteses e como essa variável influenciaria a distribuição das tensões.

Estudos da literatura, tanto clínicos quanto experimentais, com diferentes metodologias levam à falta de evidências científicas o que dificulta, muitas vezes, a decisão clínica (Baron et al., 2005; Gotfredsen et al., 2008).

Análises qualitativas e quantitativas foram realizadas pelo MEF com modelos 3D. A análise com elementos finitos é um método que um modelo virtual é construído e configurado com propriedades reais e, utilizando formulações matemáticas previamente validadas, é possível calcular o desempenho do mesmo sob diversas circunstâncias. A análise por este método pode acrescentar informações úteis a estudos *in vivo* e *in vitro* permitindo que os pesquisadores possam quantificar tensões que não são mensuráveis em experimentos clínicos e comparar vários modelos com diferentes geometrias, materiais, contorno e condições de carga. No entanto, a precisão e a validade dos resultados são estritamente dependentes do modelo computacional adotado. Por isso, é importante reconhecer as potenciais limitações e simplificações dos modelos descritos (Necchi et al., 2006).

O MEF é geralmente aceito como uma ferramenta complementar para melhorar a compreensão das respostas mecânicas. Para isto, um modelo matemático preciso, com detalhada anatomia do dente, do osso e demais estruturas, além das propriedades dos materiais, é empregado, garantindo que os resultados da simulação sejam clinicamente convincentes (Lin & Wang, 2003; Wang; Huang; Lin, 2010).

Para simular as próteses neste estudo, uma tomografia computadorizada de um paciente voluntário foi utilizada para adquirir detalhes da anatomia dentária e óssea. Para muitos autores, as imagens obtidas a partir de TC vêm sendo desenvolvidas na área biomédica empregando modelos CAD. No entanto, estas imagens possuem grande complexidade, que devem ser adequadas à capacidade dos sistemas de computação existentes (Gao; Xu; Ding, 2006; Nomoto et al., 2006; Ramos; Simões, 2006; Daas et al., 2007; Laz et al., 2007; Provatidis et al., 2007; Ujigawa et al., 2007; Viceconti et al., 2007).

Contatos não-lineares foram simulados entre alguns materiais a fim de proporcionar uma condição que representasse as interações mecânicas de um sistema real, o que está de acordo com os trabalhos de Yoshida et al., 2002; Lin & Wang, 2003; Mellal et al., 2004; Natali et al., 2006. Além disso, todos os modelos, testes e controles, foram modelados com conexão rígida entre os elementos protéticos. A literatura apresenta diversos estudos onde o uso de conexão rígida ou semi-rígida como forma de prevenir a intrusão do dente em PDIS ainda é

controverso. Porém, há estudos que preconizam o uso das conexões rígidas como forma de minimizar a intrusão do dente (Rangert et al., 1991; Laufer & Gross, 1998; Richter, 1998; Kindberg et al., 2001). A intrusão do dente é considerada por diversos autores como uma das principais causas de falhas em PDIS nos estudos *in vivo*, variando de 3,5% a 66% (Cho et al., 1992; Schlumberger et al., 1998; Sheets & Earthman, 1997; Block et al., 2002; Wang et al., 2004; Lang et al., 2004; Ormanier et al., 2005; Cordaro et al., 2005; Michalakis;Calvani;Hirayama, 2012; Hoffmann & Zafirooulos, 2012). Esses autores afirmaram que a utilização da conexão rígida leva a resultados clinicamente mais favoráveis a longo prazo, diminuindo a ocorrência de complicações e da intrusão dentária.

A dieta, as condições da articulação têmporo-mandibular e outros fatores podem implicar em cargas axiais e oblíquas dependendo do padrão de oclusão do paciente (Glantz & Nilner, 2000; Mazzetto et al. 2002; Mioche et al. 2003; Engelen et al. 2005; Michalakis; Calvani; Hirayama, 2012), variando de indivíduo para indivíduo. Os dois tipos de cargas aplicadas, no presente estudo, justificaram-se por não existir um padrão de carga mastigatória definitivo.

As análises, neste estudo, foram realizadas em todas as estruturas de suporte: ligamento periodontal, osso alveolar, dente, osso peri-implantar e implantes, além das estruturas protéticas: porcelana de cobertura, infraestrutura metálica, intermediários e parafusos. Foram encontrados em estudos clínicos prospectivos e retrospectivos falhas em PDIS como: fratura da prótese, afrouxamento e/ou fratura do parafuso do intermediário, perda da retenção por falha do cimento, fratura da infraestrutura, perda da osseointegração, fratura do implante e intrusão do dente (Ericsson et al., 1986; Richter, 1989; Sheets & Earthman, 1997; Bragger et al., 2001(a); Lang et al., 2004; Bragger et al., 2005(b); Nickenig et al., 2006; Lindh, 2008; Michalakis; Calvani; Hirayama, 2011). Como estes estudos foram clínicos, não permitiram comparar seus resultados com os do presente estudo, mas sim fazer uma análise do risco mecânico e biológico das estruturas e materiais através do MEF. Além disso, ainda há controvérsia entre esses autores com relação às taxas de sucesso e sobrevivência das PDIS quando comparadas às das PIS. Alguns deles relataram não haver diferenças estatisticamente significantes entre os dois tipos de prótese.

Têm sido, também, encontrados trabalhos de elementos finitos que identificaram os riscos às falhas das PDIS (Geng et al., 2001; Menicucci et al., 2002; Zhiyong et al., 2004; Lin et al., 2006a; Lin et al., 2006b; Özçelik & Ersoy, 2007; Maezawa et al., 2007; De Paula et al., 2012). No entanto, Dalkiz et al. (2002), Lindh (2008), Gotfredsen et al (2008), Wang; Huang; Lin (2010), Michalakis; Calvani; Hirayama (2012), Wang; Huang; Lin (2010) criticaram a falta de evidência científica e de resultados conclusivos das PDIS quando comparadas com as PIS, sendo necessário mais estudos clínicos randomizados bem controlados e estudos experimentais com metodologias semelhantes.

Por ainda ser controverso o uso da terapia com PDIS, um plano de tratamento cuidadoso deve ser realizado considerando as forças oclusais, inclusive em relação à magnitude, duração, direção e distribuição dessas forças (Michalakis; Calvani; Hirayama, 2012).

Como referido anteriormente, neste estudo, as análises das tensões foram feitas em todas as estruturas e materiais, separadamente, de modo a facilitar a compreensão dos resultados.

O tecido ósseo foi avaliado quanto ao risco biológico na região do dente nas PDIS e na região dos implantes em ambas as próteses a fim de verificar qual tipo de prótese teve maior e menor risco biológico. Chamay & Tschantz (1972) afirmaram que o osso é um tecido constantemente submetido a forças que determinam sua estrutura e desenvolvimento. A adaptação mecânica do osso às forças mastigatórias que incidem sobre ele ocorre pelo processo de remodelação. Baseado na lei de Wolff, quando o osso é tensionado sob uma carga mecânica ele modifica sua estrutura através de formação e reabsorção óssea (Wolff, 1870). Meijer et al. (1992) alegaram que as forças da mastigação que incidem sobre os dentes e os implantes são transferidas ao osso produzindo tensões. Se as tensões forem moderadas, haverá uma neo-formação óssea; se forem muito altas, haverá uma reabsorção óssea. Para Rieger et al. (1990), a magnitude e direção das tensões é controverso no processo de remodelação óssea. Ainda é questionável na literatura quais tensões - σ_1 ou σ_3 - são mais ou menos prejudiciais ao tecido ósseo. Chamay & Tschantz (1972), Rieger et al. (1990) e Von Eijden (2000) concluíram que tensões de compressão (σ_3) promovem crescimento ósseo e que tensões de tração (σ_1) causam reabsorção. Hassler et al. (1980) afirmou que a formação óssea no osso

medular ocorre sob tensões de compressão de até 2,48 MPa. Acima de 2,78 MPa, pequena ou nenhuma formação óssea ocorre. No osso cortical, a formação óssea ocorre em até 2,07 MPa e que tensões de compressão maior que este valor há diminuição do processo de neo-formação óssea. Clamay & Tschantz (1972) consideraram que o processo de remodelação óssea ótimo ocorre em tensões de compressão de até 1,72 MPa. Turner & Burr (1993) encontraram valores de tensão no osso medular que variaram de 1 a 20 MPa, concluindo, ainda, que estas tensões são dependentes da orientação das trabéculas e da densidade do osso. Já Von Eijden (2000) encontrou valores de 135 MPa e 205 MPa para σ_1 e σ_3 , respectivamente, no osso cortical. Este autor alegou que a resistência do osso cortical é muito maior que a do osso medular. Em todos esses estudos, os autores afirmaram que as tensões máximas e mínimas são dependentes da tamanho e da forma do osso analisado. Mellal et al (2004) sugeriram que o ponto crítico para a ocorrência de reabsorção óssea ao redor dos implantes é de 51,70 MPa e que valores de tensão acima deste limite poderá induzir a perda óssea marginal em torno deles. Estudos clínicos de dois, três e quinze anos de acompanhamento, mostraram taxas pequenas de complicações no tecido ósseo, como a peri-implantite e a perda óssea em PDIS (Lindh et al., 2001a; Lindh et al., 2001b; Naert et al., 2001a; Naert et al., 2001b) Além das complicações mecânicas que ocorreram neste tipo de prótese, há uma forte influência do risco biológico como a presença de microorganismos. Wang; Huang; Lin (2010) e Michalakis;Calvani;Hirayama (2012) relataram a falta de estudos sobre a avaliação do tipo de osso e seu impacto na PDIS.

Neste estudo, sob carga axial, as tensões máximas no osso alveolar se localizaram no 1/3 médio-lingual e com valores de tensão de 3,52 MPa na PDIS com HE e de 3,49 MPa na PDIS com HI (variação de 1%). As tensões mínimas se concentraram no 1/3 cérvico-vestibular com variação de 0% dos valores de tensão entre os dois Modelos. As tensões σ_3 foram maiores do σ_1 , com valores de 5,17 MPa na PDIS com HE e 5,20 MPa na PDIS com HI. Sob carga oblíqua, os valores das tensões σ_1 e σ_3 aumentaram no osso alveolar das duas próteses, sendo as tensões σ_3 maiores que σ_1 . A PDIS com HI apresentou menores valores de tensões máximas e mínimas de 3% e 8%, respectivamente em relação à PDIS com HE. Neste sentido e baseado nos estudos acima citados, as duas próteses tiveram risco biológico semelhante em relação ao osso alveolar. Observou-se também que o tipo

de conexão do implante nos dois Modelos não influenciou as tensões no osso alveolar, ou seja, o risco biológico foi o mesmo quando se usou próteses dento-implanto-suportadas com HE ou HI. Já na análise do osso peri-implantar, duas regiões foram consideradas: a do 2º pré-molar e a do 2º molar e, em ambas, as tensões se concentraram no 1/3 cervical. Na região do molar, tanto sob carga axial, quanto sob carga oblíqua, as PDIS e PIS com implantes HI apresentaram valores menores de tensão σ_1 e maiores de σ_3 quando comparadas às prótese com HE. Sob esta ótica e fundamentada nos estudos de Clamay & Tschantz (1972) e Von Eijden (2000), as próteses com HI apresentaram risco biológico menor para o osso peri-implantar do que as próteses com HE. Ainda na região do molar, quando se comparou os dois tipos de próteses (PDIS e PIS), o grupo teste apresentou valores de tensão σ_1 maiores e valores de σ_3 menores sob carga axial. No entanto, a variação dos valores das tensões σ_1 e σ_3 das PDIS em relação às PIS foram pequenos, sugerindo que o tipo de conexão dos implantes HE ou HI não foi relevante quanto ao risco biológico. A PDIS com HE teve valor de tensão 1% maior para σ_1 e 2% menor para σ_3 . Na PDIS com HI estes valores foram 6% maior para σ_1 e 5% menor para σ_3 . Sob carga oblíqua, a PDIS com HI teve valor de tensão 6% e 2% maiores para σ_1 e σ_3 , respectivamente, em relação ao seu controle (PIS com HI). Já a PDIS com HE não apresentou diferença, em porcentagem, do valor de tensão σ_1 , porém houve uma diferença de 2% a menor para σ_3 em relação ao seu controle (PIS com HE). Na região do 2º pré-molar, os valores das tensões σ_1 e σ_3 foram maiores em 29% e 56%, nesta ordem, na PIS com HI quando comparada à PIS com HE, sob carga axial. Sob carga oblíqua, a PIS com HI apresentou valores das tensões σ_1 e σ_3 14% menores e 14% maiores, respectivamente, em relação à PIS com HE. Em síntese, estes resultados mostraram que as PDIS tiveram risco biológico pouco maior que as PIS com tendência à reabsorção óssea nas áreas de tração e com formação óssea nas áreas de compressão sob os dois tipos de carregamento oclusal, o que está de acordo com os relatos de Clamay & Tschantz (1972), Rieger et al. (1990) e Von Eijden (2000). É possível que nas PDIS, mesmo tendo apresentado pequena diferença nos valores das tensões, a longo prazo esta diferença possa ser relevante, levando a um processo de perda óssea mais severo do que nas PIS. Turner & Burr (1993) e Von Eijden (2000) afirmaram que cargas repetidas num determinado intervalo de tempo podem levar à fadiga do material,

causando danos irreparáveis. Além disso, não foi possível, na análise do osso ao redor dos implantes, dizer se os valores das tensões encontradas nestas regiões do osso poderiam induzir um processo de remodelação óssea, uma vez que os estudos de Clamay & Tschantz (1972), Rieger et al. (1990), Turner & Burr (1993) e Von Eijden (2000) apresentaram variações significativas dos níveis de tensão máximas e mínimas no osso cortical e medular.

Uma observação importante encontrada na análise do osso ao redor do implante nas PDIS, quando comparadas à mesma região nas PIS, foi que o tipo de conexão dos implantes não teve tanta influência na distribuição das tensões. Mas parece que o ligamento periodontal influenciou a distribuição das tensões tanto no osso alveolar quanto no osso peri-implantar, já que as tensões ao redor dos implantes foram maiores do que aquelas encontradas ao redor do dente, o que está de acordo com os estudos de Biancu et al. (1995) e Dalkiz et al. (2002) que relataram que o ligamento periodontal é capaz de distribuir as tensões ao redor do dente quando este estivesse conectado a um implante.

As tensões σ_1 e σ_3 no ligamento periodontal, sob carga axial, foram baixas com variação de 0 a 7% entre os modelos PDIS com HE e PDIS com HI, indicando que pouca tensão se concentrou nesta região e que ele pode ter funcionando como mecanismo de amortecimento de acordo com os relatos de Sheets & Earthman (1997). Sob carga oblíqua, os resultados também mostraram pequenas diferenças dos valores das tensões σ_1 e σ_3 (variação de 3 a 8%, respectivamente) entre os modelos PDIS com HE e PDIS com HI, não tendo a influência do tipo de implante. Quando se comparou os dois tipos de cargas oclusais, observou-se o efeito deletério de cargas oblíquas com picos de tensão muito maiores do que na carga axial. Estes resultados estão de acordo com os estudos de Parfitt (1960), Burstone et al. (1978), Jacobs & van Steenberghe (1994) Kim et al (2005) e Michalakos; Calvani; Hirayama (2012) que relataram que tem sido observada uma relação força-deslocamento não linear para o dente em relação à direção da carga oclusal. Forças horizontais criam deslocamentos no dente menores do que forças axiais. Estes estudos também relataram que forças horizontais de 1N aplicadas por um período de 2 segundos causam um movimento do dente de 150 μ m, enquanto a mesma força aplicada produz um deslocamento de 15-20 μ m. Estas forças horizontais poderiam causar movimentos vestibulo-linguais e extrusão do dente.

Vários estudos têm demonstrado o comportamento viscoelástico do ligamento periodontal. O movimento do dente dentro do alvéolo sob cargas oclusais é complexo e não linear, dependente da duração e frequência (Parfitt, 1960; Richter et al., 1989; Kim et al., 2004; Jacobs & van Steenberghe, 2006; Michalakis, Calvani, Hirayama, 2011). No presente estudo, não foi simulado o comportamento viscoelástico do ligamento periodontal e sim foi considerado linear-elástico e isotrópico para simplificação da análise.

Os resultados encontrados na dentina mostraram picos de tensão de 1,07 MPa e 1,06MPa, respectivamente, nos modelos PDIS-HE e PDIS-HI. Houve uma variação mínima, de 1%, nos picos de tensão para σ_1 . Estes achados evidenciaram que, para o dente, não há relevância no uso de um implante hexágono interno ou hexágono externo em próteses PDIS. Na literatura, estudos clínicos demonstraram que em pacientes tratados com PDIS as complicações no dente foram pequenas, variando de 1,8% a 11,8% (Naert et al., 2001a; Lang et al., 2004 e Hoffman & Zafirooulos, 2012). As complicações relatadas nos estudos acima não se referem à fratura do dente e sim às falhas biológicas, tais como cáries e tratamento endodôntico. Considerou-se, também, na análise numérica a previsão de linhas de fraturas sob cargas axial e oblíqua. Embora o resultado da análise das cargas axiais indicasse uma falha indesejável, uma vez que os vetores de tensão direcionaram-se ao longo eixo do dente, seus valores foram numericamente pequenos. Podendo ser desconsiderados quanto ao risco de fraturas. As cargas oblíquas indicaram falha sem relevância, porque a direção do vetor de fratura encontrou-se no sentido da carga - perpendicular ao longo eixo do dente. Estas implicações corroboram com o estudo de Wang; Huang; Lin (2010) que constataram uma diminuição dos picos de tensão sobre o dente quando esplintado rigidamente a um implante sob cargas axiais e oblíquas. Sob carga axial, este vetor teve direção ao longo do eixo do dente indicando um risco à fratura. Sob carga oblíqua, além de ter ocorrido picos de tensão maiores do que sob carga axial, o vetor representativo das linhas de fratura direcionou perpendicularmente ao longo do eixo do dente, o que pode trazer consequências menos danosas como a perda do dente em caso de fratura.

Nos implantes, os resultados demonstraram que as tensões se localizaram no terço cervical, tanto sob carga axial quanto carga oblíqua. Considerando o implante na região do molar, sob carga axial, as próteses PDIS com implante HE e HI

apresentaram valores de tensões pouco menores (de 3% e 3,4%, nesta ordem) quando comparadas com seus relativos grupos controles. Este fato sugere que não houve diferença relevante entre os tipos de próteses PDIS e PIS. Quando se confrontou somente as próteses PDIS, verificou-se que aquelas com implantes HI apresentaram valores de tensão 32% menores. Nesse sentido, percebe-se que o tipo de implante influenciou nos resultados, tendo as PDIS com HI menor risco de falhas para os implantes. Em relação às PIS, o tipo de implante também influenciou nos resultados. A PIS com implantes HI obtiveram valores de tensão 70% menores do que as PIS com implantes HE, indicando menos risco à falha para os implantes HI. Os valores de tensão ocorridos nos implantes HI e HE em prótese PDIS e PIS, sob carga oblíqua, foram muito maiores evidenciando o efeito danoso deste tipo de carregamento oclusal. Mesmo assim, as PDIS e PIS com implantes HI apresentaram menores valores de tensão (47% e 36%, respectivamente) quando comparadas às PDIS e PIS com implantes HE. Estes resultados são equivalentes para implantes na região do pré-molar, sendo que os implantes HI obtiveram valores de tensão iguais a 55% e 53% sob carga oblíqua e axial, respectivamente, quando comparados aos implantes HE em PIS. Deve-se considerar que os implantes utilizados neste estudo, são do mesmo fabricante, possuíam o mesmo comprimento e diâmetro, porém com diferenças no tamanho da plataforma. Os implantes HI possuíam plataforma de 4,30 mm e os implantes HE de 4,10 mm. Considerando que $\sigma = F/A$ (Von Eijden, 2000), as tensões se distribuíram melhor nos implantes HI, o que está de acordo com os estudos de Bernardes (2006), Lanza & Lanza (2007), Salier et al. (2009), Freitas-Júnior et al. (2011), Pita et al. (2011), Tonella et al. (2011a e 2011b) e Rossi; Zavanelli; Zavanelli (2012) que afirmaram que os implantes HI apresentaram menores valores de tensão e que elas se distribuíram melhor tendo menor risco às falhas. Mas não está claro, no presente estudo, se para os implantes HE este risco também é baixo, já que não foi possível comparar resultados em estruturas com diferentes dimensões.

Estudos clínicos mostraram que a taxa de sucesso e sobrevida dos implantes em PDIS variam de 90% a 98% em cinco anos e de 89% a 94,9% em 10 anos (Lindh et al., 2001a; Lindh et al., 2001b; Naert et al., 2001a; Naert et al., 2001b; Brägger et al., 2005, Pjetursson & Lang, 2008; Hoffmann & Zafiroopoulos, 2012). Porém em nenhum deles foi feito um parâmetro com relação aos tipos de implantes

usado na terapia de reabilitação dos pacientes, não sendo possível, no presente trabalho, fazer uma correlação com estes achados na literatura.

Em relação aos intermediários, as próteses com HI apresentaram maiores valores de tensão quando comparadas às próteses com HE nos dois tipos de carregamento oclusal. Quando se comparou a PDIS com HE com seu controle, elas tiveram valores de tensão 5% e 16 % maiores sob carga axial e oblíqua. As tensões, tanto no intermediário do implante HE quanto do implante HI se concentraram na interface hexagonal externa e hexagonal interna. Os resultados mostraram que os intermediários de conexão interna apresentaram maiores valores de tensão do que aqueles com conexão externa, justificado pelo fato de terem uma plataforma com diâmetro menor. Há resultados inconclusivos na literatura acerca, uma vez que os estudos que avaliaram as tensões nos intermediários compararam os resultados em sistemas de implantes de diferentes fabricantes. Geng et al. (2001) alegou que a geometria, comprimento e tamanhos dos implantes influenciam os resultados e que estes fatores devem ser considerados em estudos experimentais de análise do risco mecânico. O intermediário de conexão interna que foi utilizado tem o conceito de plataforma *switching* (Neodent, Curitiba/Brasil). Vários estudos demonstraram o efeito positivo das conexões internas associadas a esse conceito. Relataram que os menores valores de tensões se concentram na região cervical do tecido ósseo e a menor deformação ao redor da plataforma dos implantes, mas que o padrão de falhas na junção implante/intermediário são similares e ocorrem na interface destes dois componentes (Balik; Karatas; Keskin, 2012; Rossi; Zavanelli, 2012; Rompen, 2012; Freitas-Júnior et al, 2012; Yang e Maeda, 2013). No entanto, no presente estudo, apesar de se ter observado valores menores de tensão nos implantes HI, nos dois tipos de próteses não foi possível correlacionar os efeitos do conceito da plataforma sobre o osso adjacente.

Nos parafusos, as próteses PDIS e PIS com HI apresentaram os melhores resultados, com valores de tensão menores, quando comparadas às próteses do grupo teste e do grupo controle, respectivamente, sob carga axial. Sob carga oblíqua as tensões em todos os modelos tiveram maior risco às falhas quando comparadas à carga axial. As tensões se concentraram nas roscas dos parafusos sob carga axial e, sob carga oblíqua, as tensões nos parafusos dos implantes HE se concentraram mais na haste do parafuso, indicando local de falha. Burguete et al. (1994) e

Sakaguch & Borgersen (1995) concluíram que tensões nas roscas dos parafusos podem levar a um afrouxamento do parafuso causando danos à prótese. As PDIS com HE tiveram valores de tensão de 9% maiores do que seu grupo controle para a carga axial e 3% menores para a carga oblíqua. Nas PDIS com HI essas tensões foram 17% e 20% maiores do que seu controle. A análise somente entre as PDIS, mostrou que a tensão no parafuso do intermediário na PDIS com HI foi 84% menor quando comparada à tensão ocorrida no parafuso de PDIS com HE. Já entre as PIS, as com implantes HI tiveram valores de tensão nos parafusos 86% menores quando comparadas à PIS com implantes HE. Sob carga oblíqua, as maiores tensões ocorreram na PDIS com implantes HI, com valores 20% maiores quando comparadas ao seu controle e à PDIS com implante HE. Houve uma diferença muito pequena, 2%, dos valores de tensão entre a PIS com HI e HE, e de 3% entre as PDIS com implantes HE e seu controle, indicando que sob carga oblíqua, houve uma semelhança na distribuição das tensões nas PDIS e PIS com implantes HE e na PIS com implantes HI. Os achados acima se referem às tensões nos parafusos dos intermediários dos implantes posicionados na região do molar. A PIS com implantes HI posicionados na região do pré-molar tiveram valores de tensões nos parafusos 46% e 8% menores que a PIS com implantes HE, sob carga axial e oblíqua, respectivamente. Em todos os modelos analisados as tensões sob carga oblíqua foram muito maiores do que em carga axial. Estes resultados mostraram que as menores tensões ocorreram nos parafusos das próteses com implantes HI sob carga axial. Nas próteses PDIS com implantes HE a distribuição das tensões foram semelhantes à do seu grupo controle, exibindo o mesmo padrão de risco à falha, com localização na haste do parafuso. Nas PDIS com implantes HI e seu controle, as tensões se concentraram nas roscas dos parafusos, porém as primeiras exibiram um risco maior à falha em relação ao seu controle, talvez pela união do implante no dente.

Este tipo de união eleva as tensões na interface osso-implante-parafuso-intermediário devido ao efeito cantilever provocado pelo movimento fisiológico do dente dado pelo ligamento periodontal, criando um momento fletor na região (Rangert et al., 1991; Burguete et al., 1994; Sakaguch & Borgersen, 1995; Baron et al., 2005). Além disso, esta interface na conexão interna é tão rígida que concentra maior tensão. Estes fatores podem estar associados às falhas no parafuso, como

fratura ou afrouxamento (Rangert et al, 1991; Weinberge e Kruger, 1994; Burguete et al, 1994; Sakaguchi e Borgersen, 1995; Lang et al, 2004; Baron et al, 2005; Brägger et al, 2005; Lanza e Lanza, 2007). Talvez possa considerar que na PDIS com HE, as quais tiveram valores de tensões similares ao seu grupo controle na carga axial e oblíqua, a altura do hexágono tenha influenciado nos resultados, uma vez que esse possui altura de 0,7 mm permitindo um deslocamento maior na interface implante/parafuso/intermediário (Khraisat et al, 2004), apesar de que neste estudo não foram analisados os deslocamentos e nem considerada a tensão de pré-carga no parafuso.

Na porcelana e na infraestrutura houve um padrão diferente das outras estruturas analisadas, sob carga axial e oblíqua. As tensões sob carga oblíqua foram menores do que aquelas sob carga axial nos quatro modelos. Em todos eles, as tensões se concentraram entre os elementos da prótese e nos pontos de aplicação de carga. Ressalta-se, ainda, que nas regiões entre os elementos protéticos nenhum tipo de solda foi considerado neste estudo.

As tensões σ_1 foram analisadas na porcelana de cobertura já que este material tem baixa resistência às tensões de tração e alta resistência às de compressão (Anusavise, 2003) e é, portanto, um material friável. O modelo que obteve melhor desempenho foi o de PIS com implantes HI, tendo valor de tensão 8% menores (carga axial) e 14% (carga oblíqua) em relação a PIS com implantes HE. As PDIS com implantes HI tiveram os piores resultados tanto em relação ao seu controle quanto em relação à PDIS com implantes HE sob os dois tipos de carregamento (28% e 12% carga axial e 20% e 32% carga oblíqua, respectivamente). Mais uma vez, observou-se que nestas próteses a união do implante ao dente e a alta estabilidade da conexão interna pode ter influenciado nos resultados. Em relação à PDIS com implantes HE houve um padrão semelhante ao risco à falha para a porcelana (variação de 7%) quando comparada com seu controle sob carga axial. Este risco tornou-se maior sob carga oblíqua (variação de 23%). Glantz & Nilner (2000) sugeriram que em PDIS e PIS o uso de uma prótese resiliente seria viável e a opção melhor para diminuir as tensões nas estruturas de suporte. Diante disto, estudos clínicos de longo prazo podem evidenciar os achados destes autores.

A respeito da infraestrutura, o Modelo que exibiu o melhor comportamento mecânico foi o de PIS com implantes HI, e o pior foi o modelo de PDIS com implantes HE, sob carga axial. Sob carga oblíqua, considerando os modelos com união dente implante, a PDIS com implantes HI apresentou piores resultados do que a PDIS com implantes HE, indicando que a conexão interna influenciou neste resultado e que a conexão externa permite maior liberdade do movimento ou deslocamento entre os componentes protéticos, minimizando as tensões na infraestrutura.

O fato de se ter obtido maiores valores de tensão na porcelana e na infraestrutura sob cargas oblíquas, em todos os modelos, pode ser justificado pela resistência das mesmas em relação à direção da carga aplicada. Araújo (1998), relatou que se uma força F for aplicada em uma barra, haverá uma resistência R oposta à direção de F , e que é proporcional ao dobro da largura e à altura elevada à terceira potência. Provavelmente, quando se mudou a direção da carga aplicada, houve uma variação da largura e altura do conjunto porcelana/infraestrutura, diminuindo as tensões nestas estruturas.

As tensões ocorridas nestes materiais ficaram difíceis de ser analisadas nos dois tipos de próteses, uma vez que não há estudos na literatura que relatam as análises das tensões nestes materiais quando comparados os dois tipos de próteses consideradas neste trabalho. O que se encontra são estudos clínicos que somente citaram as complicações ocorridas nestas estruturas (Lang et al, 2004; Bragger et al, 2005; Nickernig et al, 2006).

Vários estudos relataram que as maiores complicações e falhas ocorreram no osso peri-implantar, parafusos dos intermediários, prótese, além de intrusão do dente, quando se une os dentes à implantes na mesma prótese e que a taxa de sucesso e sobrevivência dos implantes em PDIS variaram de 90% a 98% em cinco anos e de 89% a 94,9% em 10 anos (Lindh et al., 2001a; Lindh et al., 2001b; Naert et al., 2001a; Naert et al., 2001b; Bragger et al., 2005, Pjetursson & Lang, 2008; Hoffmann & Zafirooulos, 2012).

Apesar da literatura relatar o uso das PDIS como tratamento de pacientes parcialmente edêntulos (Lindh et al. 2001a; Lindh et al. 2001b; Lang et al, 2004; Pjetursson & Lang, 2008; De Paula et al, 2012), ainda é latente a necessidade de estudos clínicos prospectivos de longo prazo. Os delineamentos expostos nestes

trabalhos variaram em relação à metodologia empregada, ao tipo de implante, marca comercial, além de focarem, na maioria deles, no tipo de conexão utilizada entre os elementos protéticos (rígida ou semi-rígida).

Somado a estas considerações, os trabalhos que foram realizados para análise do tipo de implante, são, muitas vezes, estudos *in vitro* e em próteses unitárias ou múltiplas, somente com pilares implantados. Não se encontrou pesquisas clínicas confrontando o tipo de implante e o tipo de prótese (cimentada ou parafusada) na terapia com PDIS.

Os resultados obtidos por análise dos elementos finitos, realizados no presente estudo, carecem de confirmação através de estudos clínicos prospectivos afim de fornecer dados que fomentem o uso das próteses dento-implanto-suportadas na prática clínica.

7 CONCLUSÃO

1. Próteses que utilizaram implantes com HI apresentaram, de forma geral, melhores resultados para estruturas e materiais quando analisados pelo método dos elementos finitos.
2. Sob carga axial:
 - a PDIS com HI apresentou menor risco mecânico para implantes, parafusos, e infraestrutura, e maior para os intermediários e porcelana, além de menor risco biológico para o osso peri-implantar, quando comparada à PDIS com HE
 - a PDIS com HI teve um risco aumentado para intermediário, parafuso e porcelana quando comparada ao seu controle (PIS com HI)
 - a PDIS com HI apresentou menor risco biológico no osso peri-implantar do molar e maior no pré-molar. Além disso, apresentou menor risco mecânico para implantes, parafusos e intermediários quando comparados à PIS com HE.
3. Sob carga oblíqua:
 - a PDIS com HI apresentou menor risco para o dente e o implante, quando comparada à PDIS com HE e maior risco para o intermediário, parafusos, infraestrutura e porcelana
 - a PDIS com HE teve um risco maior para os intermediários e infraestrutura, e menor risco para a porcelana quando comparada ao seu controle. Já a PDIS com HI teve maior risco para implantes, intermediários, parafusos e porcelana
 - No grupo controle, a PIS com HI apresentou risco maior para intermediários e porcelana em relação à PIS com HE.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS⁴

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg** 1981 Dez;6(10):387-416.

Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. **Clin Oral Implants Res** 2006; 17:331-336.

Almeida EO, Freitas AC Jr, Bonfante EA, Marotta L, Silva NR, Coelho PG. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2013 Jan-Feb;28(1):103-8.

Andreas U, Colloca M, Lacoviello D. Coupling image processing and stress analysis for damage identification in a human premolar tooth. **Comput Methods Programs Biomed** 2010.

Anusavice KJ. Direct restorative materials. In: (Ed.). **Phillips' Science of Dental Materials** 11: Saunders, 2003. p.608.

Araujo, C. A. “Notas de aula – **Curso Analise Experimental de Tensoes, Modulo II: Fotoelasticidade de Transmissao Plana**”, Curso de Pos-graduacao em Engenharia Mecanica – UFU, Uberlandia/MG. 2006.

⁴ De acordo com o International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements (http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html). Abreviatura de periódicos segundo Bases de Dados Medline – National Library of Medicine, EUA.

Balik A, Karatas MO, Keskin H. Effects of different abutment connection designs on the stress distribution around five different implants: a 3-dimensional finite element analysis. **J Oral Implantol** 2012 Sep;38 Spec No:491-6.

Baron M, Haas R, Baron W, Mailath-Pokorny G. Peri-implant bone loss as a function of tooth-implant distance. **Int J Prosthodont** 2005; 18:427-433.

Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. **J Prosthet Dent** 2000; 84:210-214.

Belser UC, Macentee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. **J Prosthet Dent** 1985;53(1):24-9.

Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995;10(2):188-98.

Bernardes SR, Araujo CA, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante. **Robrac**. 2005;14: 19-26.

Bernardes SR, Araujo CA, Fernandes-Neto AJ, Gomes VL, Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. **Implant News**. V. 3 No 4 Julho/Agosto. 2006. 355-359.

Bernardes SR. **Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade** [dissertacao]. Uberlandia: Universidade Federal de Uberlândia/Faculdade de Odontologia; 2004.

Biancu S, Lindhe J. The periodontal ligament of teeth connected to osseointegrated implants. An experimental study in the beagle dog. **J Clin Periodontol** 1995;22:362-370.

Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ, Guerra L, Larsen H, Wood W, Worthington P. Prospective evaluation of implants connected to teeth. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2002 Jul-Aug;17(4):473-87.

Brägger U, Aeschliman S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. **Clin Oral Implants Res** 2001; 12:26-34.

Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. **Clin Oral Implants Res** 2001 Feb;12(1):26-34.

Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang NP. Technical and biologic complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-years prospective cohort study. **Clin Oral Implants Res** 2005; 16:326-334.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent** 1994; 71:592-599.

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. **J Periodont Res** 1978; 13: 283–294.

Chamay A, Tschantz P. Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on Wolff's law. **J Biomech.** 1972 Mar;5(2):173-80.

Cho GC, Chee WL. Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent* 1992;68(1):3-5.

Coelho Goiato M, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Dos Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. **Acta Odontol Scand** 2013 Mar;71(2):283-8.

Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. **J Prosthet Dent** 2005;94:313-20.

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. **Med Eng Phys**. 2008 Mar;30(2):218-25.

Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. **Implant Dent**. 2002;11(3):293-300.

de Araujo CRP. Formas e características das infraestruturas para próteses metalocerâmicas. In: Pegoraro LF, ed. *Prótese fixa*. Porto Alegre:Artes Médicas;1998. 205-312.

de Paula GA, da Mota AS, Moreira AN, de Magalhães CS, Cornacchia TP, Cimini CA Jr. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: a finite element analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2012 May-Jun;27(3):e19-28.

DeLong R, Douglas WH. An artificial oral environment for testing dental materials. **IEEE Trans Biomed Eng** 1991;38(4):339-45.

Engelen L., Fontijn-tekamp A., van Der Bilt A. The influence of product and oral characteristics on swallowing. *Arch. Oral. Biol.* 2005;50(8):739-746.

Ericsson I, Lekhilm U, Branemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by combination of teeth and osseointegrated titanium implants. **J Clin Periodontol** 1986;13:307-312.

Ferrario VF et al. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. **J Dent** 2004;32(6):451-7.

Freitas AC Jr, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NR, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. **Eur J Oral Sci** 2011 Aug;119(4):323-30.

Freitas-Junior AC, Rocha EP, Assunção WG, Santos PH. Bioengenharia aplicada à Odontologia: método dos elementos finitos versus fotoelasticidade. **Revista Implantnew** 2007;4(4):377-82.

Freitas-Júnior AC, Rocha EP, Bonfante EA, Almeida EO, Anchieta RB, Martini AP, Assunção WG, Silva NR, Coelho PG. Biomechanical evaluation of internal and external hexagon platform switched implant-abutment connections: An in vitro laboratory and three-dimensional finite element analysis. **Dent Mater** 2012 Oct;28(10):e218-28.

Gao J, Xu W, Ding Z. 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. **Comput Methods Programs Biomed.** 2006 May;82(2):97-105.

Garcia LT, Oesterle LJ. Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1998;13:227- 231.

Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent** 2001;85:585-598.

Glantz PJ, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. **Periodontology** 2000 1998;17:119-124.

Gonzales C et al. An in vivo 3D micro-CT evaluation of tooth movement after the application of different force magnitudes in rat molar. **Angle Orthod** 2009;79(4):703-14.

Gotfredsen K, Carlsson GE, Jokstad A, et al. Implants and/or teeth: consensus statements and recommendations. **J Oral Rehabil** 2008;35(suppl):2-8.

Greenstein, G.; Tarnow, D. The mental foramen and nerve: clinical and anatomical factors related to dental implant placement: a literature review. **J Periodontol** 2006;77(12):1933-43.

Gurgel-Juarez NC, de Almeida EO, Rocha EP, Freitas AC Jr, Anchieta RB, de Vargas LC, Kina S, França FM. Regular and platform switching: bone stress analysis varying implant type. **J Prosthodont** 2012 Apr;21(3):160-6.

Hall DR et al. Elastic Constants of Three Representative Dental Cements. **J Dent Res** 1973;59(2):390.

Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantification of bone stresses during remodeling. **J Biomech**. 1980;13(2):185-90.

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on the crestal bone changes round titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. **J Periodontol** 2001 Oct;72(10):1372-83.

Hidaka O et al. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact área and average bite pressure. **J Dental Res** 1999;7(78):136-44.

Hoffmann O, Zafiroopoulos GG. Tooth-implant connection: a review. **J Oral Implantol** 2012 Apr;38(2):194-200.

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent**. 1996;75(2):140-7.

Homepage SBBrazil 2010, disponível em <www.dab.saude.gov.br>. Acesso em 27 de jul 2013.

Huysmans MC, Van Der Varst PG. Finite element analysis of quasistatic and fatigue failure of post and cores. **J Dent** 1993;21(1):57-64.

Jacobs R, van Steenberghe D From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. **J Oral Rehabil** 2006;33:282-292.

Jacobs R, van Steenberghe D. Role of periodontal ligament receptors in the tactile function of teeth: a review. **J Periodont Res** 1994;29:153-167.

Jansen VK, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-*abutment* interface. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1997 Jul-Ago;4(12):527-50.

Jemt T, Karlsson S, Hedegard B. Mandibular movements of young adults recorded by intraorally placed light-emitting diodes. **J Prosthet Dent** 1979;42(6):669-73.

Karlsson S. The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. **Acta Odontol Scand** 1993;51(3):129-34.

Khraisat A, Abu-Hammad O, Al-Kayed AM, Dar-Odeh N. Stability of the implant/abutment joint in a single-tooth external-hexagon implant system: clinical and mechanical review. **Clin Implant Dent Relat Res** 2004;6(4):222-9.

Khraisat A, Baqain ZH, Smadi L, Nomura S, Miyakawa O, Elnasser Z. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. **Clin Implant Dent Relat Res** 2006;8(2):96-9.

Kim Y, Oh T, Misch CE, Wang H. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. **Clin Oral Implants Res** 2005;16:26-35.

Kindberg H, Gunne J, Kronström M. Tooth- and implant-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. **Int J Prosthodont** 2001 Nov-Dec;14(6):575-81.

Korioth TW et al. Forces and moments generated at the dental incisors during forceful biting in humans. **J Biomech** 1997;30(6):631-3.

Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. **Clin Oral Implants Res** 2004;15:643-653.

Lanza M, Lanza M. **Critérios da mecânica dos implantes: o que mudou?** dez. 2008. Disponível em <<http://www.sbro.com.br/?n1=artigos>> Acesso em 10 jun. 2010.

Laufer BZ, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. **J Oral Rehabil** 1998; 25:69-80.

Laz PJ, Stowe JQ, Baldwin MA, Petrella AJ, Rullkoetter PJ. Incorporating uncertainty in mechanical properties for finite element-based evaluation of bone mechanics. **J Biomech**. 2007;40(13):2831-6.

Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. In: (Ed.). **Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, 1985.

Lin CL, Chang SH, Wang JC. Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant system for various bone qualities. **Chang Gung Med J** 2006;29:143-153.

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

Lin CL, Wang JC. Nonlinear finite analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2003;18:331-340.

Lindh T, Bäck T, Nyström E, Gunne J. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-years report. **Clin Oral Implants Res** 2001a;12:441-449.

Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, Gunne J. Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. **Int J Prosthodont** 2001b Jul-Aug;14(4):321-8.

Lindh T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? **J Oral Rehabil** 2008;35(suppl):44-54.

Lindhe J, Nlang NP, Karring T. The anatomy of periodontal tissues. In: (Ed.). **Clinical Periodontology and Implant Dentistry**: Wiley-Blackwell, 2008.

Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Rev Dent Press Ortodon Ortopedi Facial**. 2006;11(2):35-43.

Ludema KC. **Friction Wear Lubrification: a Textbook in Tribology**. 1. CRC-Press, 1996. 272.

Maezawa N, Shiota M, Wakabayashi N. Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2007;22:710-718.

Magne P. Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. **Dent Mater** 2007;23(5):539-48.

Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J Prosthet Dent** 2001 Jul;86(1):24-32.

Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA. The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. **J Prosthet Dent** 1991;65:822-827.

Mclean JW, Von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **Br Dent J** 1971;131(3):107-11.

Mazzetto MO, Nascimento G, Gomes NMS. Estudo da prevalência das alterações das funções estomatognáticas em pacientes com disfunção temporomandibular. **J. Bras. Fonoaudiol.** 2002;3(11):140-147.

Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans JM, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. **J Prosthet Dent** 1992;68:96-102.

Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. **Clin Oral Implants Res**. 2004 Apr;15(2):239-48.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. **Clin Oral Implants Res** 2002;13:334-341.

Michalakis KX, Calvani P, Hirayama H. Biomechanical considerations on tooth-implant supported fixed partial dentures. **J Dent Biomech**. 2012;3.

Mioche L., Bourdiol, P, Monier S. Chewing behavior and bolus formation during mastication of meat with different textures. **Arch. Oral. Biol**. 2003;48(3):193-200.

Misch, CE. **Contemporary Implant dentistry**. 3d. Elsevier. 2008

Misch CE. **Natural teeth adjacent to sites with implants: effect on diagnosis and treatment plan**. In: Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. St. Louis: Mosby, 1999:180 -195.

Mühleman HR. Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. **Oral Surgery** 1951;4:1220-1223 *Apud* Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. **Clin Oral Implants Res** 2004;15:643-653

Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D (b). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in treatment of partially edentulous patients. Part II: An up to 15-years clinical radiographics. **Clin Oral Implants Res** 2001;12:245-251.

Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, van Steenberghe D (a). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15 years clinical evaluation. **Clin Oral Implants Res** 2001;12:237-244.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. **Dent Mater**. 2006 Apr;22(4):388-95.

Necchi S, Migliavacca F, Gastaldi D, Pizzagalli M, Del Fabbro M, Weinstein R, Pietrabissa R, Dubini G. The effect of fixture neck design in a realistic model of dental implant: a finite element approach. **Comput Methods Biomech Biomed Engin**. 2003 Oct-Dec;6(5-6):289-97.

Nickenig HJ, Shafer C, Spiekermann H. Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. **Clin Oral Implants Res** 2006;17:506-511.

Nomoto S, Matsunaga S, Ide Y, Abe S, Takahashi T, Saito F, Sato T. Stress distribution in maxillary alveolar ridge according to finite element analysis using micro-CT. **Bull Tokyo Dent Coll**. 2006 Nov;47(4):149-56.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and non-segmented abutments. **J Prosthet Dent**. 2003 May;89(5):495-502.

Ormianer Z, Brosh T, Laufer BZ, et al. Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an in vivo study. **Implant Dentistry** 2005;14(1):58-62.

Özçelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. **J Prosthodont** 2007;16:107-116.

Parfitt GJ. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in axial direction. **J Dental Res** 1960;39:608-618.

Pegoraro LF et al. **Prótese Fixa**. São Paulo: Artes Médicas, 1998.

Pesun IJ, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1999 May-Jun;14(3):342-50.

Pita MS, Anchieta RB, Barão VA, Garcia IR Jr, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic platforms in implant dentistry. **J Craniofac Surg** 2011 Nov;22(6):2327-31.

Pjetursson BE, Lang NP. Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. **J Oral Rehabil** 2008;35(suppl):72-79.

Provatidis C, Georgiopoulos B, Kotinas A, McDonald JP. On the FEM modeling of craniofacial changes during rapid maxillary expansion. **Med Eng Phys**. 2007 Jun;29(5):566-79.

Ramos A, Simões JA. Tetrahedral versus hexahedral finite elements in numerical modelling of the proximal femur. **Med Eng Phys**. 2006 Nov;28(9):916-24.

Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Bränemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1991;6:177-186.

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent** 1989;61:602-609.

Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1998;13:232-244.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. **J Prosthet Dent**. 1990 Jun;63(6):671-6.

Rompen E. The impact of the type and configuration of abutments and their (repeated) removal on the attachment level and marginal bone. **Eur J Oral Implantol** 2012;5 Suppl:S83-90.

Rossi F, Zavanelli AC, Zavanelli RA. Photoelastic comparison of single tooth implant-abutment bone of platform switching vs conventional implant designs. **J Contemp Dent Pract** 2011 Mar 1;12(2):124-30.

Sailer I, Sailer T, Stawarczyk B, Jung RE, Hämmerle CH. In vitro study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2009 Sep-Oct;24(5):850-8.

Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1995;10:295-302.

Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restoration: a review of the literature. **J Prosthet Dent** 1998;80:199-203.

Schulte W. Implants and the periodontium. **Int Dental Journal** 1995;45:16-26.

Sheets CG, Earthman JC. Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for occurrence. **J Prosthet Dent** 1993;70:513-520.

Sheets CG, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. **J Prosthet Dent** 1997;77:39-45.

Sulaiman F et al. A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress, and Procera crowns. **Int J Prosthodon** 1997;10,(5):478-84.

Tajima K et al. Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. **Dent Mater J** 2009;28(2):219-26.

Tillitson EW, Craig RG, Peyton FA. Friction and wear of restorative dental materials. **J Dent Res** 1971;50(1):149-54.

Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferração R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. **J Craniofac Surg** 2011 Nov;22(6):2060-3.

Tonella BP, Pellizzer EP, Ferração R, Falcón-Antenucci RM, Carvalho PS, Goiato MC. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. **J Oral Implantol** 2011 Aug;37(4):401-10.

Turner CH, Burr DB. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. **Bone**. 1993 Jul-Aug;14(4):595-608.

Ujigawa K, Kato Y, Kizu Y, Tonogi M, Yamane GY. Three-dimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. **Int J Oral Maxillofac Surg**. 2007 Jul;36(7):620-5.

van Eijden TM. Biomechanics of the mandible. **Crit Rev Oral Biol Med**. 2000;11(1):123-36.

van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. **Int J Oral Maxillofac Implants** 1990;3(5):272-81.

Viceconti M, Zannoni C, Testi D, Petrone M, Perticoni S, Quadrani P, Taddei F, Imboden S, Clapworthy G. The multimod application framework: a rapid application development tool for computer aided medicine. **Comput Methods Programs Biomed.** 2007 Feb;85(2):138-51. Epub 2006 Oct 23.

Wang JC, Huang SF, Lin CL. Biomechanical responses of endodontically treated tooth implant-supported prosthesis. **J Endod.** 2010 Oct;36(10):1688-92.

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

Weiner S, Sirois D, Ehrenberg D, Lehrmann N, Simon B, Zohn H. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2004;19:44-51.

Wheeler SL. Implant complications in the esthetic zone. **J Oral Maxillofac Surg** 2007;65(7):Suppl 1:93-102

Yang TC, Maeda Y. The biomechanical effect of platform switching on external- and internal-connection implants. **Int J Oral Maxillofac Implants** 2013 Jan-Feb;28(1):143-7.

Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. **Med Eng Phys.** 2001 Oct;23(8):567-72.

Zarone F et al. Evaluation of the biomechanical behavior of maxillary central incisors restored by means of endocrowns compared to a natural tooth: a 3D static linear finite elements analysis. **Dent Mater** 2006;22(11):1035-44.

Zhiyong L, Arataki T, Shimamura I, Kishi M. The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses.

Bull Tokyo Dent Coll 2004;45(4):213-21.