

LUCIANO DE FREITAS GUIMARÃES PRAÇA

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES AO REDOR DE
IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS EM FUNÇÃO DO
DESALINHAMENTO VESTÍBULO-LINGUAL ENTRE COROA E
IMPLANTE UTILIZANDO O MÉTODO BIDIMENSIONAL DE
ELEMENTOS FINITOS.**

Recife

2002

LUCIANO DE FREITAS GUIMARÃES PRAÇA

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES AO REDOR DE
IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS EM FUNÇÃO DO
DESALINHAMENTO VESTÍBULO-LINGUAL ENTRE COROA E
IMPLANTE UTILIZANDO O MÉTODO BIDIMENSIONAL DE
ELEMENTOS FINITOS.**

Dissertação de Mestrado apresentada à
Universidade Federal de Pernambuco
como requisito para a obtenção do título
de Mestre em Biofísica.

Orientador: Prof. Dr. Eudice Correia Vilela

Recife
2002

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: Luciano de Freitas Guimarães Praça.

Título: Análise da distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados em função do desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante utilizando o método bidimensional de elementos finitos.

Recife, 10 de julho de 2002.

Dra. Maria do Socorro Nogueira
Comissão Nacional de Energia Nuclear – DIPLAN

Dra. Maria Lúcia Rubo de Rezende
Hospital de Reabilitação de Anomalias Craniofaciais –
Universidade de São Paulo.

Dra. Maria Tereza Jansem de A. Castanho
Departamento de Biofísica e Radiobiologia - Centro de
Ciências Biológicas - Universidade Federal de Pernambuco

AGRADECIMENTOS

- A DEUS, por **todas** as oportunidades que tem me dado desde o início, por todas as pessoas boas que tem colocado em meu caminho.

- Aos meus pais, José e Celina, por todo o sacrifício feito pela minha formação, pelo amor, pelos exemplos de vida maravilhosos. Amo vocês.

- A todas as pessoas queridas que, com paciência e compreensão, ajudaram nessa caminhada.

- Ao Professor Êudice Correia Vilela, por acreditar na realização deste trabalho, pela confiança, atenção e interesse dedicados.

- Ao Professor Carlos Rolin (*in memoriam*), cujo sonho de um Mestrado na Universidade Estadual do Vale do Acaraú se tornou realidade para cada um de nós.

- Aos Mestres, por todos os ensinamentos, pela paciência e compreensão dispensadas ao longo de todo o curso de Mestrado.

- À coordenadora do curso de Odontologia da Universidade de Fortaleza, Professora Polyanna Maria Rocha Novais, e ao Professor Haroldo Rodrigues Albuquerque Jr., por todo o empenho na viabilização deste trabalho e pelo apoio fundamental ao cumprimento de minhas atividades no curso de Mestrado.

- À Professora Fátima Veras, diretora do Centro de Ciências da Saúde da Universidade de Fortaleza, pelo apoio decisivo à minha participação no curso de Mestrado.

- Ao Professor Iuri Alves, do Centro de Ciências Tecnológicas da Universidade de Fortaleza, por toda paciência, dedicação, disponibilidade, conhecimentos e empenho, decisivos na realização deste trabalho.

- À coordenação do curso de Engenharia Civil da Universidade de Fortaleza, pelo apoio fundamental à realização deste trabalho.

- À direção do Laboratório de Novos Materiais do Centro de Ciências Tecnológicas, que através da Professora Maria Virgínia Gelfuso, contribuiu para a realização deste trabalho.

- Aos colegas do curso de Mestrado, pelo companheirismo e por todos os momentos inesquecíveis nessa caminhada.

- Aos Professores do Núcleo de Prótese e Oclusão da Universidade de Fortaleza, pelo apoio e compreensão, fundamentais à minha participação no curso de Mestrado e à realização deste trabalho.

RESUMO

Análise da distribuição de tensões ao redor de implantes osseointegrados em função do desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante utilizando o método bidimensional de elementos finitos.

O desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante tem sido relatado na literatura como um fator de risco biomecânico relevante para a manutenção de implantes osseointegrados em função. O efeito do desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante na distribuição de tensões no osso circundante foi investigado através de análise de elementos finitos. Cinco modelos bidimensionais compostos de secção vestibulo-lingual da maxila posterior, implante, pilar cônico e coroa de pré-molar superior foram desenvolvidos variando-se o desalinhamento entre coroa e implante de 0 a 4 milímetros. Após a aplicação de carga mastigatória oblíqua de 50N, observou-se a distribuição das tensões de Von Mises em seis diferentes áreas do osso circundante nos cinco modelos. Os resultados demonstram uma maior concentração de tensões no osso adjacente ao pescoço do implante no lado correspondente à aplicação da força oblíqua. Cada milímetro de desalinhamento entre coroa e implante resulta em um aumento em torno de 10% nas tensões de Von Mises no osso circundante em relação ao modelo sem desalinhamento. Foi concluído que o desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante possui efeito relevante na concentração de tensões no osso adjacente a implantes osseointegrados e deve ser considerado durante o planejamento clínico dos tratamentos de pacientes parcialmente edêntulos por implantes osseointegrados.

ABSTRACT

Stress distribution around osseointegrated implants as a function of implant off-set: bidimensional finite element analysis.

The horizontal implant offset is regarded in the literature as an important biomechanical risk factor for the maintenance of osseointegrated implants under functional loading. The effect of horizontal implant off-set on stress distribution in surrounding bone was investigated by means of finite element analysis. Five bidimensional models composed by buccal-lingual sections of posterior maxilla, threaded implant, conical abutment and upper premolar crown were developed varying the horizontal implant offset from 0 thru 4 millimeters. Von Mises stresses were observed in six different areas in the surrounding bone of each model, after the application of a 50N transverse load. The results have shown a higher stress concentration in crestal bone contacting the implant neck on transverse load application side. An increase of approximately 10% in Von Mises stresses on the adjacent bone was observed for each millimeter of horizontal implant offset. It could be concluded that the horizontal implant offset has an important effect on the stress concentration in bone adjacent to osseointegrated implants and thus, might be considered during clinical planning of partially edentulous treatment with dental implants.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. REVISÃO DA LITERATURA	15
3. OBJETIVOS	34
4. MATERIAL E MÉTODOS.....	35
5. RESULTADOS.....	46
6. DISCUSSÃO	53
7. CONCLUSÕES.....	70
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	71

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1:** Corte longitudinal do conjunto implante/pilar/cilindro protético/parafuso protético.36
- Figura 2** Componentes constantes (osso cortical, osso medular, implante, pilar, cilindro protético e parafuso de ouro) e componente variável dos modelos (coroa). Posicionamento da coroa no sentido vertical, de acordo com o perfil de emergência, e no sentido horizontal, de acordo com os modelos.39
- Figura 3** Modelos 0, 1, 2, 3 e 4 desenvolvidos com variável no deslocamento da coroa no sentido vestibular, em incrementos de 1mm a cada modelo.40
- Figura 4:** Elementos investigados em cada região.44
- Figura 5:** Forças axial (esquerda) e oblíqua (direita), resultando em tensões de compressão (setas) e tração.53
- Figura 6:** Tendência à rotação da coroa e abertura da interface pilar/cilindro, resultante de força oclusal oblíqua.53
- Figura 7:** Braço de alavanca d e D, verificados nos modelo 0 e 4 respectivamente.54
- Figura 8:** Tensões de Von Missses na região F. O elemento (1874) em destaque foi investigado em seus 4 nós.56
- Figura 9:** Tensões de Von Missses na região E. O elemento (1774) em destaque foi investigado em seus 4 nós.58
- Figura 10:** Tensões de Von Missses na região D. O elemento (1845) em destaque foi investigado em seus 4 nós.60

Figura 11: Tensões de Von Missses na região C. O elemento (1845) em destaque foi investigado em seus 4 nós.62

Figura 12: Tensões de Von Missses na região B. O elemento (1524) em destaque foi investigado em seus 4 nós.64

Figura 13: Tensões de Von Missses na região A. O elemento (2084) em destaque foi investigado em seus 4 nós.66

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Propriedades dos materiais utilizado nos modelos.	42
Tabela 2: Tensões de Von Misses (MPa). Tensões observadas em 4 pontos constantes (nós) e seus respectivos valores médios para as seis regiões examinadas em cada modelo.	47
Tabela 3: Tensões verticais (MPa). Tensões observadas em 4 pontos constantes (nós) e seus respectivos valores médios para as seis regiões examinadas em cada modelo.	49
Tabela 4: Tensões horizontais (MPa). Tensões observadas em 4 pontos constantes (nós) e seus respectivos valores médios para as seis regiões examinadas em cada modelo.	51

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Tensões de Von Misses. Regressões lineares obtidas a partir das tensões médias dos grupos experimentais (eixo x) nas diferentes regiões (legenda).48

Gráfico 2 Tensões verticais. Regressões lineares obtidas a partir das tensões médias dos grupos experimentais (eixo x) nas diferentes regiões (legenda).50

Gráfico 3 Tensões horizontais. Regressões lineares obtidas a partir das tensões médias dos grupos experimentais (eixo x) nas diferentes regiões (legenda).52

1. INTRODUÇÃO

Na década de 60, os primeiros estudos clínicos realizados por Brånemark et al. (1989) concentraram-se na reabilitação do edentulismo total inferior, visto que a qualidade óssea da mandíbula na região anterior proporcionava uma maior segurança quanto à estabilização dos implantes. Os resultados clínicos apresentados trouxeram um excelente nível de previsibilidade e proporcionaram confiança aos profissionais para a utilização de próteses sobre implantes em uma variedade de situações. No desenvolvimento das próteses totais implanto-suportadas para a maxila, a necessidade de neoformação de osso contrastava com os requisitos de cicatrização e remodelação óssea para a mandíbula anterior. Portanto, a atenção às diferenças entre maxila e mandíbula, e a cautela dos pesquisadores pioneiros indicaram um protocolo modificado para a maxila, o qual incluía um maior período de cicatrização e um aumento no número mínimo de implantes para as próteses totais fixas na maxila (RANGERT & SULLIVAN, 1995). Tais modificações permanecem até hoje, consolidadas por estudos longitudinais.

O excelente prognóstico a longo prazo dos implantes *ad modum* Brånemark instalados em pacientes edêntulos encorajou os clínicos em todo o mundo a aplicar esta metodologia ao edentulismo parcial (VAN STEENBERGHE et al., 1990). Havia uma tendência inicial de extrapolação: se quatro implantes eram capazes de suportar 12 dentes em uma mandíbula totalmente edêntula, então dois implantes certamente seriam capazes de suportar quatro dentes em uma prótese parcial fixa unilateral (BINON, 1994). Este foi um erro comumente cometido. Os resultados de tratamentos de pacientes totalmente edêntulos não podem ser indiscriminadamente extrapolados para pacientes portadores de edentulismo parcial, pois este tipo de restauração envolve um conjunto diferente de princípios biomecânicos (RANGERT & SULLIVAN, 1995; BINON, 1994).

Restaurações de arcadas completas são baseadas em múltiplos implantes distribuídos em forma de arco. Esta estabilização “trans-arco” permite que as forças mastigatórias exerçam cargas geralmente axiais nos implantes. Forças axiais, sejam de compressão ou de tração, proporcionam tensões favoráveis ao longo de toda a área de secção transversal dos implantes, de modo que as tensões sejam

distribuídas através de uma área superficial máxima de osso (RANGERT & SULLIVAN, 1993).

Por outro lado, em restaurações parciais, os implantes tendem a ser distribuídos ao longo de uma linha reta. Qualquer distribuição em linha reta aumenta a possibilidade de ação de momentos oblíquos nos implantes em torno de um eixo de rotação (torque). A tendência ao torque resulta em padrões de distribuição de tensões mais pobres em ambos, componentes e osso de suporte, quando comparados a forças axiais. (BINON, 1994; NAERT et al., 1992; RANGERT & SULLIVAN, 1993; RANGERT & SULLIVAN, 1995)

Além disso, uma prótese parcial implanto-suportada, coexistindo com dentes naturais no mesmo quadrante, associa segmentos móveis e imóveis. Dentes naturais, através do ligamento periodontal, apresentam uma mobilidade que varia de 30 a 50µm no periodonto normal. A distribuição de cargas nestes diferentes segmentos acrescentou uma nova dimensão ao processo de planejamento, e o fato de que implantes, por serem mais rígidos, possam ser submetidos a uma quantidade de carga aumentada deve ser levado em consideração (NAERT et al., 1992; RANGERT & SULLIVAN, 1995).

No caso de próteses parciais posteriores implanto-suportadas, onde os sítios estão em proximidade com o seio maxilar ou nervo alveolar inferior, normalmente há uma limitação quanto à altura dos implantes (GUNNE et al., 1994; ZARB & SCHMITT, 1993), o que somado à maior intensidade das cargas oclusais na região posterior (RANGERT et al, 1997), torna ainda maior a necessidade do conhecimento e aplicação dos princípios biomecânicos específicos no planejamento e execução deste tipo de reabilitação protética.

Vários estudos clínicos ratificam a viabilidade da utilização de implantes na reabilitação do edentulismo parcial (VAN STEENBERGHE et al., 1990, JEMT & LEKHOLM, 1993, ZARB & SCHMITT, 1993, GUNNE et al., 1994). A confirmação de índices de sucesso satisfatórios em reabilitações através de implantes em pacientes portadores de edentulismo parcial consolidou a utilização deste tipo de tratamento. Porém, constantes relatos relacionados a aumentos significativos na frequência das complicações mecânicas em relação às próteses totais fixas (GUNNE et al., 1994; JEMT & LEKHOLM, 1993; NAERT et al., 1992; VAN STEENBERGHE et al., 1990; ZARB & SCHMITT, 1993) reafirmam a necessidade dos profissionais conhecerem as particularidades biomecânicas das próteses

parciais posteriores. A aplicação dos princípios biomecânicos adequados deverá não só garantir uma maior sobrevida aos implantes e próteses, como tornar mais agradável a utilização das próteses pelos pacientes e mais simples o acompanhamento clínico das mesmas pelos profissionais, à medida em que intercorrências como afrouxamentos de parafusos ou comprometimentos do conjunto prótese/implante/osso tendem a diminuir.

A distribuição de tensões no conjunto prótese/implante/osso é influenciada por alguns fatores como dimensão do(s) implante(s), número de implantes, alinhamento entre os implantes, altura da prótese (coroa), inclinação do(s) implante(s), desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa (prótese) e implante(s), existência de pânticos em extremo livre, inclinação de cúspides, dimensões da(s) plataforma(s) oclusal(is), localização dos contatos oclusais, adaptação passiva, existência de parafunções e capacidade de suporte do tecido ósseo.

Dentre fatores citados acima, o desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante se destaca, não só pela alta influência exercida sobre distribuição de tensões no conjunto, mas também por se tratar de um fator determinado no momento da cirurgia pela posição do implante em relação à oclusão, o que o torna um fator irreversível, a menos que se retire o implante em questão.

WEINBERG & KRUGER (1995), estimou um aumento de 15% no torque induzido a implantes para cada milímetro de desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante. Portanto, trata-se de um fator mais marcante que a inclinação de implantes e a altura da coroa, fatores tradicionalmente mais pesquisados. O estudo de WEINBERG & KRUGER (1995), no entanto, utilizou cálculos geométricos, cuja precisão em determinar as tensões é muito pobre quando comparada ao método dos elementos finitos.

Há ainda uma lacuna nas pesquisas envolvendo biomecânica de próteses sobre implantes a ser preenchida por investigações precisas incluindo variáveis de grande importância como o desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Para uma melhor compreensão, dividimos a revisão da literatura em duas partes. A primeira consta de aspectos clínicos e biomecânicos de próteses parciais implanto-suportadas, o que motivou a realização do presente trabalho. A segunda parte está relacionada à utilização do método dos elementos finitos na implantodontia, sendo fundamental para uma visão dos aspectos biomecânicos abordados e resultados obtidos por meio desta metodologia, bem como para a elaboração da metodologia empregada neste estudo.

2.1. Aspectos clínicos e biomecânicos de próteses parciais implanto-suportadas.

HARALDSON & CARLSSON (1977) avaliaram a função oral de um grupo de pacientes com implantes osseointegrados através de questionários, exames clínicos e medições de forças de mordida. Dezenove pacientes, 13 mulheres e 6 homens, com idade média de 57 anos, foram aleatoriamente selecionados dentre um grupo de 165 pacientes tratados com implantes. A força de mordida foi medida através de dispositivo específico, em três regiões sob três diferentes intensidades de mordida. O valor médio registrado para mordida leve foi 15,7N, para mordida durante mastigação, 50,1N, e para mordida com força máxima, 144,4N. Observou-se que os valores máximos foram mais altos que os relatados em pacientes portadores de próteses removíveis.

SKALAK (1983) analisou macroscopicamente os mecanismos de distribuição de tensões em próteses sobre implantes osseointegrados e concluiu que a ausência de qualquer camada fibrosa entre implante e tecido ósseo permite que as tensões sejam transmitidas sem qualquer mudança progressiva na adesão ou no contato entre osso e implante. O uso de um implante na forma de parafuso rosqueável proporciona uma forma de estabilidade no osso em uma escala macroscópica que permite completo desenvolvimento de resistência do osso em cisalhamento ou compressão. A distribuição de uma carga vertical ou lateral em uma prótese parcial fixa depende do número, distribuição e rigidez dos implantes, assim como da forma

e rigidez da prótese em si. Pônticos em extremo livre de próteses parciais fixas aumentam a carga no implante adjacente ao extremo livre. Uma conexão firme de uma prótese parcial fixa aos implantes proporciona uma estrutura combinada que age em conjunto com o osso para proporcionar uma resistência maior que a de seus componentes quando tomados de forma isolada. O autor aconselhou ainda o uso de superfícies oclusais resilientes, como as de resina acrílica, sobre a estrutura metálica rígida no intuito de proteger o osso e o conjunto de ondas ou choques de tensões.

Em 1988, BRUNSKI, discorrendo sobre aspectos biomecânicos e de biomateriais de implantes dentais, ressaltou as suspeitas já existentes de que fatores mecânicos como micro-movimentações, tensões e deformações na interface implante-osso poderiam influenciar na resposta do tecido ósseo aos implantes.

RANGERT et al. (1989) abordaram parâmetros mecânicos fundamentais na determinação das cargas sobre os implantes. Foi ressaltado que dois principais tipos de carga devem ser considerados: carga axial e momento oblíquo. Estas cargas possuem naturezas completamente diferentes. A carga axial é mais favorável à medida em que distribui as tensões de forma mais equilibrada ao longo do implante, enquanto o momento inclinado exerce gradientes de tensões no implante assim como no osso. O momento oblíquo pode ser comparado a uma alavanca de classe I (inter-fixa) na qual o desalinhamento entre o eixo da força e o implante origina um braço de alavanca, que multiplicado pela intensidade da força gera o momento oblíquo. Para que um momento oblíquo seja distribuído de forma equilibrada entre todos os implantes, são necessárias rigidez e perfeita adaptação da estrutura metálica aos pilares. Os autores recomendaram a modificação da inclinação das cúspides para o controle das forças transversais. Foi ainda indicado que, ao avaliar a carga aceitável imposta ao osso, parâmetros como qualidade óssea, período de cicatrização e comprimento dos implantes devem ser considerados.

VAN STEENBERGHE et al. (1990), analisando o comportamento clínico de implantes osseointegrados utilizados na reabilitação de edentulismo parcial, realizaram um estudo prospectivo de 159 pacientes por um período de observação de 1 ano. Quinhentos e cinquenta e oito implantes foram instalados em 68 maxilas e 91 mandíbulas entre os anos de 1985 e 1987. Após a instalação da prótese os pacientes foram acompanhados em visitas regulares, nas quais eram observados quanto à saúde periodontal e peri-implantar, além da função do sistema estomatognático e da prótese. Os principais problemas em decorrência da função

estavam relacionados ao afrouxamento de parafusos de ouro e à fratura de resina das próteses. Após 1 ano de acompanhamento, 189 próteses em 147 pacientes permaneciam em função, o que sugeria, segundo os autores, que uma taxa de sucesso semelhante à obtida em pacientes totalmente edêntulos poderia ser esperada

BIDEZ & MISCH (1992) descreveram os mecanismos de transferência de forças por implantes aos tecidos biológicos contíguos, enfatizando a sua importância no desenvolvimento e longevidade da interface implante/osso. Situações clínicas geradoras de tração, compressão e cisalhamento na interface foram exemplificadas. Momentos de força também foram abordados, ressaltando-os como potencial causador de reabsorções ósseas, afrouxamento dos parafusos protéticos ou fraturas da prótese. Fatores relacionados ao desenho e posição do implante e da prótese foram responsabilizados pela origem de tais momentos de força. Os autores concluíram que os conceitos e princípios básicos de engenharia mecânica devem ser aplicados na solução de problemas clínicos em implantodontia.

LUM & OSIER (1992) avaliaram, através de cálculos de engenharia estática, a transferência de cargas oclusais horizontais de acordo com variações no comprimento dos implantes e com a ocorrência ou não de bicorticalismo. Foi observado que o aumento do comprimento de um implante não reduz proporcionalmente a força transferida ao osso. Há uma relação entre a altura de aplicação da força horizontal e o comprimento ideal do implante. A bicorticalização, apesar de desejável quando possível, foi demonstrada como desnecessária visto que o osso trabecular apical fornece suporte suficiente para distribuir parte das concentrações de força da crista óssea. Implantes com comprimento entre 8mm e 12 mm foram apontados como adequados para suportar os componentes horizontais das forças oclusais.

NAERT et al (1992) avaliaram proteticamente os resultados da instalação de 509 implantes Brånemark em 146 pacientes parcialmente edêntulos tratados entre 1982 e 1989, com um período de acompanhamento de até seis anos. Um total de 217 próteses parciais fixas foram confeccionadas com uma média de 2,4 e 2,1 implantes por prótese para maxila e mandíbula respectivamente. As próteses foram avaliadas quanto à perda de osseointegração dos implantes, perda óssea marginal ao redor dos implantes, estabilidade da prótese, desgaste oclusal excessivo, falhas na cimentação a dentes naturais, falhas na supraestrutura e complicações nos

componentes dos implantes. Vinte e nove implantes foram perdidos, sendo dezessete antes da conexão dos pilares e doze após. As complicações mecânicas observadas foram fraturas de implantes, fratura de parafusos de pilares e fratura de parafusos protéticos. A taxa cumulativa de fracasso dos implantes foi de 3,88% e 4,08% para maxila e mandíbula respectivamente. As próteses apresentaram uma taxa cumulativa de fracasso de 4,1% e 5,4% para maxila e mandíbula. Os autores concluíram que a técnica de osseointegração proposta por Brånemark, originalmente planejada para o tratamento de edentulismo completo, também pode ser aplicada em edentulismo parcial, com resultados aceitáveis para um período médio de acompanhamento.

LUM & OSIER (1992) analisaram a transferência de cargas oclusais axiais do implante para o osso de suporte através de cálculos de engenharia e concluíram que um implante pode ser totalmente suportado por osso trabecular e que um implante de apenas 10 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro pode transmitir a média das forças máximas de mastigação dentro dos limites fisiológicos do osso.

MORGAN et al. (1993) analisaram a natureza e causas de fraturas de implantes. Para tanto, uma amostra clínica de cinco implantes fraturados foi comparada a uma amostra de implantes fraturados em laboratório por sobrecarga ou ciclos de carga controlada (fadiga). A fratura dos espécimes clínicos ocorreu ao nível correspondente ao final do parafuso do pilar após a perda de suporte ósseo até esse nível. A observação por microscópio eletrônico de varredura mostrou que as superfícies dos espécimes clínicos apresentavam estrias semelhantes às dos espécimes submetidos à fadiga em laboratório. Foi demonstrado que as fraturas destes implantes ocorreram por fadiga após processos de reabsorção óssea ao redor dos implantes.

WEINBERG (1993) destacou dentre os fatores que levam ao aumento da concentração de tensões nos implantes, o desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante. Apontou a instalação de implantes em posição palatinizada na maxila posterior como causa mais freqüente, e sugeriu a confecção de próteses em mordida cruzada como forma de amenizar a incidência de sobrecargas nestas situações. O autor ainda descreveu a biomecânica da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas relatando que a micromovimentação do ligamento periodontal permite a distribuição de forças ao longo da superfície das raízes de dentes naturais em torno de um certo eixo de rotação no terço apical. Os implantes

osseointegrados não possuem micromovimentação equivalente. Portanto, as forças são concentradas na crista do rebordo alveolar. Forças laterais podem ser reduzidas nos implantes através de uma relação oclusal do tipo cúspide contra fósula e/ou diminuição da inclinação da área de impacto oclusal (diminuição da inclinação das cúspides), além da eliminação de contatos em lateralidade das próteses implanto-suportadas posteriores sempre que possível. Foi observado que quanto maior a distância vertical do implante à superfície oclusal, maior é a força lateral produzida na crista óssea. Foram descritos também aspectos da combinação entre dentes naturais e implantes como pilares de próteses e de pânticos em extremo livre sobre implantes.

ENGLISH (1993) enumerou e discutiu fatores a serem considerados na confecção de próteses parciais fixas incorporando implantes. Alavancas, torções e sobrecargas oclusais foram apontados como principais fatores responsáveis por fracassos desta modalidade de prótese. Os pânticos em extremo livre constituem a situação mais evidente de incidência de efeitos de alavanca (momentos de força) sobre os implantes. Com o objetivo de evitar forças fora do longo eixo do implante, foram sugeridas medidas como o planejamento cirúrgico utilizando guias para otimizar o posicionamento dos implantes, além de enxertos ósseos para a formação de um contorno ósseo suficiente para comportar os implantes em posição adequada. A relação altura da coroa/comprimento do implante foi discutida de forma análoga aos dentes naturais. Nos casos em que relações limítrofes não possam ser evitadas, foram sugeridas condutas para o direcionamento das forças oclusais no sentido do longo eixo dos implantes. Finalmente, o autor concluiu que os casos de implantes devem ser planejados a partir do resultado final, ou seja, as próteses devem ser planejadas inicialmente para que o número, localização, tipo e dimensões dos implantes sejam adequados.

ZARB & SCHMITT (1993) estudaram a efetividade do tratamento por implantes de áreas posteriores parcialmente desdentadas na mandíbula e maxila. Para isso, trinta e cinco pacientes foram tratados com 105 implantes osseointegrados em 46 áreas edêntulas, sendo 29 na mandíbula e 17 na maxila. Os implantes foram instalados de acordo com o procedimento de dois estágios cirúrgicos, com períodos de cicatrização de 4 a 6 meses. As primeiras próteses foram confeccionadas com dentes de estoque e estrutura metálica de prata-paládio. Posteriormente, próteses metalocerâmicas passaram a ser confeccionadas. Os

pacientes foram examinados uma semana após o início da carga, e em seguida, passaram a ser examinadas anualmente. O período de observação variou de 2,6 a 7,4 anos, sendo constatada uma taxa de sobrevivência de 94% para os implantes, o que permitiu que 100% dos pacientes usassem suas próteses com sucesso durante o período de observação. Dois implantes foram perdidos no momento da reabertura e 2 implantes, apesar de osseointegrados, foram sepultados em decorrência de localização proteticamente desfavorável. Dois implantes sofreram fraturas a 1,6 e 3,5 anos após a carga e foram removidos. Os problemas e complicações mais freqüentes estavam relacionados principalmente ao afrouxamento de parafusos e fratura de porções de resina acrílica dos dentes de estoque. Os autores concluíram que este estudo ofereceu um forte argumento em favor de próteses fixas implanto-suportadas como uma alternativa a próteses tradicionais em pacientes com edentulismo parcial posterior.

JEMT & LEKHOLM (1993) acompanharam, durante 5 anos, 67 pacientes parcialmente edêntulos (classe I ou II de Applegate – Kennedy), sendo 31 homens e 36 mulheres, com idade média de 55,73 anos no momento da implantação. Um total de 259 implantes Brånemark “standard” foram instalados. O maior número de implantes permitido pelo volume ósseo era instalado nos espaços protéticos. Noventa e quatro próteses foram confeccionadas e instaladas, sendo 62% na mandíbula. A taxa cumulativa de sobrevivência dos implantes foi de 97,2% e nenhuma das próteses parciais foi perdida durante o período de acompanhamento. Setenta por cento dos implantes perdidos possuíam 7mm de comprimento, o que, segundo os autores, reforça a afirmativa prévia de que implantes menores sempre envolvem riscos de fracasso. A intercorrência mais comum envolvendo estas próteses foi a fratura das coroas de resina. Foram também observadas 3 fraturas dos parafusos dos pilares adjacentes a longos pânticos em extremo livre, 1 fratura de implante após 4 anos de função e 18 ocorrências de mobilidade nas próteses decorrentes de afrouxamento dos parafusos de ouro. Os autores concluíram que regiões posteriores parcialmente edêntulas na maxila e mandíbula, a despeito de alguns fatores limitantes, puderam ser tratadas favoravelmente com implantes osseointegrados *ad modum* Brånemark durante um período significativo de 5 anos.

GUNNE et al. (1994) apresentaram os relatos de três anos de experiência clínica após a instalação de próteses parciais fixas implanto-suportadas, analisando problemas e complicações relativos às próteses. Um total de 521 implantes

instalados em 154 pacientes foi ativado por 197 próteses parciais fixas. As próteses foram confeccionadas em metais preciosos ou semipreciosos, com aplicação de resina acrílica (71%); resina composta (15%), porcelana (6%), ou em metal puro (7%). Os pacientes foram acompanhados regularmente, quando eram feitos controles de saúde periodontal e peri-implantar, bem como da estabilidade das próteses e de padrões radiográficos de reabsorção peri-implantar. As complicações técnicas mais freqüentes após a instalação das próteses foram fraturas do material oclusal e afrouxamentos dos parafusos protéticos de ouro. Outras complicações menos freqüentes foram também relatadas: Fraturas de parafusos protéticos de ouro (3); fratura de parafuso do pilar (1); e fraturas de implantes (3). Foi observada uma maior tendência a problemas mecânicos (fraturas e afrouxamentos de parafusos) em próteses suportadas por apenas dois implantes, quando comparadas a próteses suportadas por mais de dois implantes. A taxa de sucesso cumulativo após três anos foi de 93,9% para implantes e 94,8% para próteses.

HOSHAW et al. (1994) investigaram a influência de cargas induzidas em implantes na modelação e remodelação da interface osso-implante. Para isso, fizeram comparação entre cortes histológicos de implantes em tibia de cães submetidos ou não a um protocolo de carga e uma análise da distribuição de tensões no osso peri-implantar através de um modelo tridimensional de elementos finitos. Os dados morfométricos revelaram tendência a perdas ósseas nas regiões adjacentes ao pescoço dos implantes submetidos a cargas, o que, em conjunto com a análise de elementos finitos, reforçam a teoria de que a reabsorção óssea está relacionada a sobrecargas e é conseqüência da modelação e remodelação óssea desencadeada por danos na interface do osso de suporte.

BINON et al. (1994) debatendo sobre a mecânica dos parafusos protéticos e de pilares, fizeram considerações sobre as principais causas de afrouxamentos e fraturas de parafusos. A sobrecarga age negativamente sobre a estabilidade dos parafusos através de micromovimentos entre os componentes e aumento na tensão dos parafusos. Para evitar sobrecargas, fatores como qualidade óssea, esquema oclusal e hábitos parafuncionais devem ser considerados, principalmente em pacientes parcialmente desdentados. Uma melhor estabilização em próteses parciais implanto-suportadas pode ser conseguida através do uso do maior número de implantes possível e pela disposição desalinhada dos implantes em caso de três ou mais fixações. Os autores ainda manifestaram preocupação especial com a

seleção de pilares adequados para próteses parciais, como os pilares cônicos, que possuem uma maior altura dentro do cilindro protético de ouro, fato que diminui os efeitos de alavanca e intensificação de forças sobre o parafuso de ouro, reduzindo o risco de afrouxamento do parafuso de ouro.

O desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante foi abordado por WEINGBERG & KRUGER (1995). Os autores compararam, através de cálculos matemáticos, momentos de força no parafuso protético, parafuso do pilar e implante para quatro variáveis clínicas: inclinação de cúspide, inclinação do implante, desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante e altura da coroa, em relação a uma configuração implante/prótese hipoteticamente padronizada. Forças mastigatórias oblíquas, transmitidas às superfícies inclinadas das cúspides através do bolo alimentar, foram consideradas. Para cada aumento em 10 graus na inclinação cuspídea, havia um crescimento na carga sobre o conjunto implante/prótese de aproximadamente 30%. Para cada aumento em 10 graus na inclinação de implantes, havia um crescimento de aproximadamente 5% sobre o conjunto. Cada milímetro de desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante ocasionava aproximadamente 15% de aumento do momento de força. Cada milímetro acrescido na altura da coroa gerava um aumento de aproximadamente 4% no momento de força. Para controlar tais fatores, foram sugeridos o uso de tomografia computadorizada, guia cirúrgico e orientação e ajuste oclusal, no intuito de prolongar a longevidade dos implantes.

RANGERT (1995) fez considerações biomecânicas envolvendo a transferência de carga entre prótese, implante e osso, segundo as quais, sobrecarga pode ser definida como uma condição onde a mastigação exerce uma tendência ao dobramento de parte desta estrutura conduzindo a uma perda óssea marginal e/ou falha de componentes. Localização e distribuição dos implantes, número de implantes, inclinação de cúspides, localização de contatos oclusais, contatos em movimentos excursivos, pânticos em extremo livre e parafunção são alguns dos fatores determinantes da inclinação da força e conseqüentemente do braço de alavanca e momento de força sobre os implantes e osso. Baseado nisso, diretrizes clínicas para a redução do risco de sobrecarga em situações parcialmente desdentadas são apresentadas: a posição do implante deve coincidir com o longo eixo do dente correspondente, exceto em casos de próteses sobre três implantes, onde o arranjo em tripoidismo promove uma melhor distribuição de forças. As

próteses de três elementos devem ser preferencialmente reabilitadas sobre três implantes; no caso de apenas dois implantes, estes devem ser posicionados nas extremidades com o objetivo de evitar o pântico em extremo livre. Os dentes devem possuir cúspides baixas e contatos oclusais em fundo de fóssula. Evidências de parafunção devem ser consideradas no planejamento.

RANGERT & SULLIVAN (1995), frente à evolução que levou à utilização de implantes osseointegrados em próteses parciais posteriores, discutiram as diferenças biomecânicas entre este tipo de prótese e próteses totais fixas, ressaltando fatores aos quais deve-se estar atento para evitar sobrecargas em próteses parciais posteriores implanto-suportadas. O número e posição dos implantes são responsáveis pela definição dos fatores geométricos de carga, os quais seriam: implantes distribuídos de forma alinhada, valor de suporte de cada dente substituído e fatores geradores de alavanca. São exemplos de fatores geradores de alavanca: extensões em cantilever, desalinhamento vestibulo-lingual entre mesa oclusal e plataforma do implante, conexão entre implantes e dentes naturais e altura excessiva da coroa. Foram considerados também importantes os fatores oclusais de carga, os quais incluem história de bruxismo ou quebra de dentes naturais ou coroas decorrente de forças oclusais ou parafuncionais. De acordo com os autores, antagonizando estes fatores de carga está a capacidade de suporte ósseo, que deve ser analisada no planejamento, quanto às possíveis dimensões dos implantes, e durante o ato cirúrgico, quanto à qualidade óssea e estabilidade inicial dos implantes. Durante as consultas de acompanhamento das próteses, o clínico deve estar atento a fatores que possam indicar a existência de sobrecargas. Repetidos afrouxamentos de parafusos de ouro, repetidas fraturas de material da coroa, fratura do parafuso de ouro ou perda óssea contínua abaixo da primeira rosca indicam a necessidade de se reagir a problemas mecânicos com medidas como redução de pânticos em extremo livre, diminuição da mesa oclusal, centralização dos pontos de contato, redução da inclinação cuspídea, assim como considerar a instalação de implante adicional e subsequente confecção de nova prótese.

RANGERT et al (1995) analisaram 39 pacientes com implantes fraturados em busca dos prováveis motivos. Para tanto, os prontuários foram pesquisados quanto ao tempo de carga, identificação dos componentes, posicionamento dos implantes, dados protéticos e observações clínicas. Foram levados em consideração fatores de risco para o conjunto prótese-implantes tais como implantes distribuídos em linha

reta, bruxismo, contatos oclusais fortes e fatores geradores de alavanca (pônticos em extremo livre, mesas oclusais amplas sobre implantes unitários, desalinhamento entre a plataforma do implante e a mesa oclusal, e altura excessiva dos pilares). Foi observado que todos os implantes fraturados avaliados pelo estudo possuíam 3,75 mm de diâmetro. O tempo médio de carga antes da fratura foi de 32 meses. Todas as fraturas envolvendo próteses parciais ocorreram da região posterior, sendo 12 na mandíbula e 6 na maxila. A média de fatores de risco encontrada foi de 2,3 por paciente, variando de 1 a 4 fatores. Dentre os pacientes, 82% possuíam implantes distribuídos em linha reta; 69% possuíam um ou mais fatores geradores de alavanca e 56% apresentavam bruxismo ou forças oclusais excessivas. Sinais de sobrecargas como falhas mecânicas na conexão a parafuso foram encontradas em 59% dos casos, enquanto 36% apresentavam índices de perda óssea prévia. Portanto, tais ocorrências devem funcionar como alarme quanto ao risco de fratura. Noventa e dois por cento dos pacientes apresentavam a fratura com localização apical às três primeiras roscas cervicais, sendo esta região denominada a mais frágil do implante. Além das medidas preventivas já citadas na literatura, foi recomendada a utilização de implantes de 4 mm de espessura sempre que a espessura óssea permita, o que não elimina a sobrecarga, porém direciona as conseqüências para problemas mecânicos ou na interface com o osso.

ISIDOR (1996) analisou perdas ósseas ao redor de implantes submetidos a cargas oclusais excessivas ou acúmulo de placa através de experimento em macacos. Para isso, foram extraídos os primeiros molares, pré-molares e incisivos inferiores de quatro Macaca Fascicularis, e após 8 meses, cinco implantes em forma de parafuso foram instalados (2 em cada área posterior e 1 na área de incisivos). Após um período de cicatrização de seis meses, os implantes eram expostos e uma prótese parcial fixa em contato prematuro era confeccionada em um dos lados. Ao longo do experimento, estas próteses precisavam ser trocadas como objetivo de manter o contato prematuro. Ao substituir estas próteses, elas eram confeccionadas de forma que causassem deslocamento lateral da mandíbula durante a oclusão, resultando, portanto, em força oclusal excessiva em direção predominantemente lateral. No lado contrário, cordões de algodão eram posicionados passivamente ao redor de cada implante com o objetivo de promover acúmulo de placa. O acompanhamento clínico e radiográfico ao longo de 18 meses mostrou que a freqüência de sangramento à sondagem era significativamente maior nos implantes

com acúmulo de placa. Nenhum dos implantes com acúmulo de placa apresentou mobilidade enquanto cinco dos oito implantes com sobrecarga perderam a osseointegração. Houve perda óssea marginal estatisticamente significativa para os implantes com acúmulo de placa. Foi demonstrado, portanto, que a sobrecarga oclusal pode ser o fator principal para um implante já osseointegrado perder a osseointegração e que o acúmulo de placa em implantes pode resultar em perda óssea marginal.

BALSHI (1996) analisou 8 implantes fraturados dentre 4045 implantes em função durante 5 anos. Todos os implantes fraturados possuíam 3,75 mm de diâmetro e 6 destes implantes estavam localizados na região posterior igualmente distribuídos entre maxila e mandíbula. O autor dividiu as causas de fratura de implantes em 3 categorias: defeitos no desenho ou material do implante; falta de passividade na estrutura das próteses; e sobrecargas fisiológicas ou biomecânicas. As sobrecargas foram apontadas como principal causa da fratura dos implantes analisados neste estudo, visto que todos os pacientes apresentavam bruxismo ou apertamento. O autor indica ainda alguns fatores a serem considerados no planejamento para a obtenção de próteses biomecanicamente favoráveis, dentre eles, o posicionamento adequado dos implantes com o objetivo de evitar desalinhamento entre as mesas oclusais e as plataformas dos implantes correspondentes.

RANGERT et al. (1997), discutindo sobre a biomecânica de próteses parciais posteriores implanto-suportadas, destacou o desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante como um dos fatores de risco para a sobrevivência destas próteses. Combinações entre mais de um fator foram também avaliadas, sendo sugeridas condutas clínicas no sentido de compensar ou evitar a existência de tais fatores de risco.

WEINBERG (1998) denominou biomecânica terapêutica um conjunto de procedimentos realizados para a redução de cargas sobre os implantes. A posição da plataforma do implante em coincidência com o centro da restauração teve sua importância enfatizada no sentido de evitar a incidência de altas concentrações de tensões na coroa, implante e osso. Nos casos de acentuado desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante, onde tal coincidência não pode ser obtida, recomendou-se um padrão de mordida cruzada posterior para diminuir o braço de alavanca causado pelo desalinhamento.

RICHTER (1998) utilizou um dispositivo específico para medir momentos oblíquos impostos a implantes na região de molar durante apertamento e mastigação alimentos de consistências variadas. Os resultados mostraram forças mastigatórias com componentes horizontais de até 30N na direção vestibulo lingual. Foi ainda realizada análise de elementos finitos com o objetivo de calcular tensões e momentos oblíquos no osso adjacente.

BRUNSKI et al. (2000), após uma revisão da literatura, realizaram reflexões acerca dos biomateriais e da biomecânica relacionados aos eventos ocorridos na interface implante-osso. Foi reforçada a hipótese de que microfraturas por fadiga podem ocorrer no osso da interface com implantes submetidos a sobrecargas. Um processo de remodelação é então desencadeado através da ativação de osteoclastos para reabsorção e posterior neoformação óssea por osteoblastos. A continuidade das sobrecargas gera um processo vicioso no qual a ativação dos osteoclastos fragiliza o osso, que sofre mais danos, e mais ação osteoclástica, permanecendo neste ciclo sem que haja ativação dos osteoblastos.

DUYCK (2001) investigou a resposta óssea a cargas oblíquas estáticas e dinâmicas em implantes osseointegrados através de análises histomorfométricas. O estudo envolveu 10 coelhos, tendo cada um recebido três implantes de 10mm. Um dos implantes era carregado estaticamente de forma controlada, outro implante recebia cargas dinâmicas controladas, e o terceiro implante não recebia cargas (controle). Os implantes carregados dinamicamente apresentaram defeitos em forma de cratera, além de lacunas de Howship, em um sinal claro de reabsorção óssea marginal.

RENOUARD & RANGERT (2001), apontaram implantes colocados à distância do centro da prótese como um dos fatores de risco biomecânico, sendo exceção apenas os casos em que o desalinhamento faz parte da configuração de um tripé, onde a situação se torna favorável.

2.2. Estudos utilizando o método dos elementos finitos

Em 1982, COOK et al. utilizaram o método de elementos finitos para investigar a influência de variações geométricas de implantes laminados de carbono e óxido de alumínio na distribuição de tensões no osso circundante. O modelo tridimensional e isotrópico apresentou resultados significativos na comparação de formas e de materiais.

RIEGER (1989) estudou a distribuição de tensões no osso circundante ao redor de três implantes de formatos diferentes quando submetidos a cargas axiais de 25 libras. Foram desenvolvidos modelos bidimensionais isotrópicos com dez simulações para cada implante utilizando dez diferentes módulos de elasticidade. Observaram que implantes cônicos rosqueáveis com alto módulo de elasticidade apresentaram melhor distribuição de tensões ao osso circundante e que os desenhos de implantes em geral devem evitar altas concentrações de tensões próximo ao pescoço do implante, o que comumente causa reabsorção óssea.

SIEGELE & SOLTÉSZ (1989) analisaram e compararam a distribuição de estresse no osso circundante de quatro diferentes tipos de implantes: cilíndricos, cônicos, em degraus, parafusos e cilíndricos ocos, através do método dos elementos finitos. Os resultados obtidos demonstraram que diferentes formas de implantes levam a variações significativas em distribuição de estresse no osso. Sob carga vertical, as menores concentrações de estresse foram produzidas pelos implantes cilíndricos e em parafuso. Os implantes em degraus e cilíndricos ocos levaram a concentrações máximas de tensões.

VAN ROSSEN et al. (1990) calcularam através de análise bidimensional de elementos finitos a distribuição de tensões no osso circundante a implantes com e sem componentes absorvedores de tensões. Para isso, utilizaram modelos cujos materiais apresentavam propriedades homogêneas, isotrópicas e lineares. Observaram que em implantes conectados a dentes naturais, componentes absorvedores de tensões com baixo módulo de elasticidade proporcionavam uma distribuição de tensões mais homogênea. Ao contrário, em implantes unitários, variações no módulo de elasticidade não apresentavam efeitos na distribuição de tensões no osso.

WILLIAMS et al. (1990) analisaram o efeito de pânticos em extremo livre na concentração de tensões em próteses implanto-suportadas. Utilizaram modelos bidimensionais com três implantes e sobre-estrutura de liga de ouro ou cromo-cobalto com ou sem cobertura de resina acrílica. Verificaram ser o método dos elementos finitos um instrumento útil na estimativa do comportamento das tensões que pode ser empregado na produção de desenhos de próteses que reduzam a possibilidade de fracassos clínicos.

RIEGER et al. (1990-a) em uma tentativa de indicar características desejáveis no desenho de um implante, analisaram onze diferentes implantes através de elementos finitos. Os modelos foram desenvolvidos considerando os materiais isotrópicos e uma carga oclusal de 25 libras. Os resultados demonstraram uma concentração de tensões no osso circundante próximo ao ápice e ao pescoço do implante, o que poderia causar reabsorção óssea por excesso de esforços. O aumento da superfície do implante diminuiria as concentrações de tensões no osso circundante. Finalmente ressaltaram a necessidade de pesquisas adicionais no sentido de determinar a tendência do desenho de um implante ideal.

Utilizando a mesma metodologia, RIEGER et al. (1990-b) testaram seis desenhos de implantes e observaram que três deles apresentavam uma maior tendência a reabsorções ósseas cervicais. Recomendaram a realização de pesquisas combinando estudos clínicos e modelos tridimensionais de elementos finitos para todos os implantes comerciais.

MEIJER (1992) calculou pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões no osso adjacente a implantes de acordo com variações no tamanho dos implantes, altura da mandíbula e presença de barra conectando dois implantes. Utilizou um modelo bidimensional com propriedades isotrópicas e lineares, aplicando uma força vertical de 100 N. Observou que o comprimento dos implantes possui pouca influência na distribuição de tensões decorrentes de cargas verticais.

SAKAGUSHI & BORGERSEN (1993) avaliaram o comportamento biomecânico do cilindro protético de ouro em relação ao parafuso de ouro e ao pilar, sob carga, com o objetivo de obter informações a respeito dos mecanismos de afrouxamento e fratura de parafusos de retenção. Um modelo bidimensional incluindo implante, pilar, parafuso protético e coroa foi desenvolvido. Após a aplicação de uma pré-carga de 100 N no parafuso protético, cargas oclusais de até 487 N foram impostas na ponta de cúspide e o comportamento do conjunto foi

observado através de análise não-linear de elementos finitos. A medida em que cargas assimétricas eram aplicadas na ponta de cúspide, a coroa era deslocada em direção à carga, levando ao afrouxamento do parafuso protético após seguidos ciclos. Os autores concluíram, portanto, que a separação entre coroa, pilar e implante contribui para o afrouxamento do parafuso de ouro e deformação do corpo do parafuso depois de repetidas aplicações de carga.

Em 1993, KREGZDE propôs a análise tridimensional de elementos finitos como um método para a escolha do melhor desenho protético. Realizou simulações utilizando modelos tridimensionais homogêneos, isotrópicos e lineares incluindo maxila, mandíbula, dentes naturais e implantes, que variavam quanto ao número, distribuição e conexão a dentes naturais. Foi concluído que o método facilita a identificação dos locais ideais para a instalação dos implantes, bem como dos esquemas protéticos mais adequados para a obtenção de concentração mínima de tensões no osso circundante.

Em 1995, SAKAGUCHI & BORGENSEN estudaram através de análise bidimensional o mecanismo de transferência de forças entre os componentes protéticos decorrente da aplicação de torque nos parafusos do pilar e protético. Observaram que um torque de 20Ncm imposto ao parafuso do pilar resultou em forças de contato de 188,3N na interface entre pilar e implante, e que o torque de 10N no parafuso protético gerou uma pré-carga de 222,1N do parafuso protético na direção axial. Após o torque no parafuso protético, houve uma diminuição de 49,8% na força de contato na interface pilar / parafuso do pilar, e um aumento na preensão total do conjunto implante/pilar/coróa para 226,4N.

DAVIS et al. (1988) utilizaram o método dos elementos finitos na observação do efeito da adição de resina acrílica termopolimerizável ou porcelana sobre o comportamento mecânico da estrutura metálica. Para isso, foi realizada análise tridimensional de elemento finito de uma estrutura metálica fixada a cinco pilares, com cobertura de porcelana, de resina acrílica ou sem material de cobertura. Duas situações de carga foram aplicadas aos espécimes: carga estática vertical de 20Kg; e a mesma carga em condições de impacto lento a 800cm/mim. Sob cargas estáticas, a adição de porcelana à estrutura metálica, em comparação com a resina acrílica, resultou em: menor deslocamento do braço de alavanca; menor quantidade de estresse sendo distribuída para a estrutura metálica e parafusos; e mais estresse sendo absorvido pela porcelana. Por outro lado, a resina acrílica absorveu mais

impacto que a porcelana, com uma menor quantidade de estresse sendo transferida para a estrutura metálica e parafusos.

HORIUCHI et al. (1995) propuseram uma técnica cirúrgica para otimizar o posicionamento de implantes. Para destacar a importância da coincidência entre os eixos longitudinais de implante e coroa, compararam três modelos isotrópicos e lineares através de análise bidimensional de elementos finitos, apresentando o primeiro um alinhamento completo entre coroa e implante; o segundo uma angulação entre coroa e implante e o terceiro um desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante. Observaram um aumento na concentração de esforços no osso junto ao pescoço do implante angulado e do desalinhado em relação à coroa, sendo mais acentuado no último. A técnica cirúrgica foi também avaliada quanto à resposta óssea através de estudos histológicos.

MURPHY et al. (1995) ao utilizar um modelo bidimensional no estudo de distribuição de tensões no osso circundante a implantes adjacentes a pânticos em extremo livre submetidos a cargas oclusais de 200N, observaram que determinadas simplificações dos modelos como a utilização de propriedades homogêneas, isotrópicas e lineares para os materiais tornavam cautelosas as extrapolações numéricas de análises de elementos finitos para situações clínicas. Informações imprecisas quanto à magnitude de tensões necessária ao desencadeamento de remodelação óssea bem como de seu mecanismo reforçavam esta idéia. Porém, acrescentaram que o método seria eficiente na comparação entre modelos utilizando a mesma metodologia.

BAIAMONTE et al. (1996) verificaram a eficácia de um modelo de elementos finitos comparando-o a um modelo experimental de deslocamento angular de implantes em mandíbula de macaco. O experimento foi conduzido de modo a aplicar forças conhecidas entre 2 implantes tendendo a afastá-los até o deslocamento angular dos implantes. O modelo de elementos finitos foi obtido a partir de uma tomografia computadorizada do modelo experimental, e a ele foram aplicadas forças análogas às do experimento. Os resultados mostraram que o deslocamento angular experimental era apenas 3% menor que o deslocamento angular calculado pela análise de elementos finitos.

CANAY et al. (1996) analisaram a distribuição de tensões ao redor de implantes com pilares retos ou angulados através de modelos bidimensionais de elementos finitos submetidos a cargas verticais e horizontais de 100N e 50N

respectivamente. Tensões compressivas máximas de 175N foram observadas no osso adjacente ao pescoço do implante angulado quando submetido a cargas horizontais.

HOLMES & LOFTUS (1997) investigaram a influência da qualidade óssea na distribuição de tensões ao redor de implantes. Um modelo tridimensional homogêneo, isotrópico e linear de uma secção mandibular contendo um implante foi desenvolvido e a qualidade óssea foi modificada para os tipos I a IV através de variações na espessura do osso cortical e no módulo de elasticidade do osso medular. Após a aplicação de uma força oclusal de 100N em uma inclinação de 30 graus, observou-se menor micro-movimentação do implante e menor concentração de tensões no osso circundante para o osso tipo I (mais denso).

HOLMGREN et al. (1998) analisaram, através de elementos finitos, o efeito da variação na forma e diâmetro de implantes na dissipação de tensões quando submetidos a forças oclusais verticais, horizontais e oblíquas. Utilizaram modelos bidimensionais, homogêneos, isotrópicos, lineares e em estado plano de deformações. Após a aplicação de cargas oclusais de 285psi em três direções, observaram uma melhor distribuição de tensões para os implantes escalonados quando comparados aos cilíndricos. Ressaltaram também a importância da utilização de forças oclusais oblíquas, visto que se tratam de forças mais realistas e que para uma dada força, causam maior concentração de esforços no osso cortical.

MENICUCCI et al. (1998) analisaram através de modelo tridimensional de elementos finitos a transmissão de forças mastigatórias em “overdentures” mandibulares implanto-retidas, variando o tipo de encaixe. Considerando os materiais isotrópicos, homogêneos e lineares, aplicaram força oclusal equivalente a 35N e observaram a distribuição de tensões na mucosa e osso circundante aos implantes. Os encaixes “bola” aparentaram favorecer a uma melhor distribuição de tensões tanto na mucosa quanto no osso peri-implantar em relação ao encaixe “barra-clip”.

SENDYK (1998) avaliou, através do método bidimensional de elementos finitos, a distribuição de tensões em implantes e estruturas adjacentes, em função do diâmetro do implante (3,75mm ou 5mm) e do material da coroa protética (cerâmica feldspática ou compômero). Após a aplicação de força oclusal de 100N, observou-se que implantes de maior diâmetro melhoraram a distribuição das tensões geradas e

diminuíram seus valores, e que a distribuição de tensões no tecido ósseo é a mesma quando se utiliza coroa de porcelana feldspática ou de compômero.

KORIOTH & JOHANN (1999) avaliaram a influência de estruturas metálicas com diferentes materiais e secções transversais na distribuição de tensões em implantes durante a função mastigatória. O modelo tridimensional utilizado era composto pela representação de uma mandíbula com cinco implantes e sobre-estrutura composta por metal e resina acrílica. Uma carga mastigatória de 382 N foi aplicada ao modelo com seis variações no desenho da estrutura metálica e duas variações na liga metálica. A estrutura com secção transversal na forma retangular vertical demonstrou uma menor concentração de tensões nos implantes posteriores. A utilização de liga metálica com módulo de elasticidade mais baixo aumentou a concentração de tensões nos implantes posteriores.

CIFTCI & CANAY (2000) investigaram o efeito de vários materiais usados em próteses parciais fixas implanto-suportadas na distribuição de tensões ao redor dos implantes. Para isso, cinco modelos tridimensionais de elementos finitos compostos por mandíbula, 2 implantes e próteses foram desenvolvidos, variando-se os materiais de cobertura da prótese entre porcelana, liga de ouro, resina composta, resina composta reforçada e resina acrílica. Após a aplicação de forças verticais, horizontais e oblíquas, observou-se que a maior concentração de tensões se dava no osso próximo ao pescoço dos implantes em todos os modelos. Além disso, os materiais resinosos induziram tensões menores ao tecido ósseo quando comparados à porcelana e à liga de ouro.

Em 2000, ABU-HAMMAD et al. investigaram a eficácia de quatro desenhos de distribuidores de tensões. Foram utilizados modelos tridimensionais de elementos finitos sob cargas verticais e horizontais de 100 N. As forças horizontais geraram tensões no osso circundante aproximadamente 10 vezes mais severas que forças verticais. O polietileno reforçado com hidroxiapatita foi capaz de reduzir tensões ao redor do pescoço do implante.

MERZ et al. (2000) compararam as conexões implante/pilar em cone Morse e em hexágono externo quanto a suas propriedades mecânicas através de análise tridimensional de elementos finitos. Foram aplicadas pré-cargas de 53,2 N e 358,6 N para cone Morse e hexágono externo respectivamente, e cargas oclusais de 380 N em angulações de 0, 15 e 30 graus. A comparação evidenciou propriedades mecânicas superiores da conexão em cone Morse.

GENG (2001) realizou uma ampla revisão da literatura envolvendo a aplicação de análise de elementos finitos em implantodontia. O atual estágio desta modalidade de estudo foi abordado, discutindo limitações, metodologia e resultados, com o objetivo de preparar adequadamente o clínico para a interpretação e extrapolação clínica dos resultados destes estudos.

MEYER et al.(2001) avaliaram as distribuições de tensões e deformações ao redor de implantes, frente a variações na qualidade e quantidade óssea. O método dos elementos finitos foi utilizado na análise de modelos tridimensionais submetidos a forças axiais de 150N. Foi observado que a altura óssea diminuída possui efeitos menos pronunciados nas alterações de tensões e deformações que a qualidade óssea pobre. Houve ainda indicações de que deformações acima dos limites fisiológicos ocorrem ao redor de implantes posicionados em maxilas atroficas.

AKÇA & IPLIKÇIOGLU (2001) investigaram, através do método tridimensional de elementos finitos, o efeito da angulação vestibulo-lingual do rebordo residual na distribuição de tensões em próteses parciais implanto-suportadas na região de mandíbula posterior. Foram desenvolvidos modelos com variações no número e posicionamento dos implantes. Após a aplicação de uma força oclusal oblíqua de 400N, observou-se uma concentração de tensões de compressão na interface implante/osso lingual e de tração na interface vestibular. Houve um aumento das tensões em decorrência do aumento da angulação do rebordo alveolar. Foi concluído que quando a angulação do rebordo alveolar apresentava-se de forma combinada a outros fatores de risco como bruxismo, a utilização de um implante para cada dente substituído reduzia as áreas de altas concentrações de tensões.

3. OBJETIVOS

O presente estudo tem o objetivo de avaliar, através do método dos elementos finitos, a influência do desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante na distribuição de tensões no osso adjacente a implantes osseointegrados e na interface osso/implante.

4. MATERIAL E MÉTODOS

O conjunto formado por osso maxilar, implante, componentes protéticos e coroa foi reproduzido na forma de modelos digitais (computadorizados), que procuraram simular, dentro da máxima fidelidade possível, a condição real da situação clínica proposta, no que se refere às propriedades dos materiais e às condições de carga oclusal.

Os modelos digitais foram então analisados por um programa de computador utilizando o método dos elementos finitos, que possibilitou a observação do comportamento dos modelos no que se refere às tensões desenvolvidas nos seus componentes em decorrência da aplicação de forças.

O método dos elementos finitos consiste em uma técnica que preconiza a divisão da estrutura a ser analisada em pequenos elementos (cujas reações a forças são mais facilmente calculadas) com o objetivo de viabilizar o cálculo da reação da estrutura inteira, por meio da combinação das reações de cada elemento.

A análise de elementos finitos foi inicialmente desenvolvida nos anos 60 para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. Desde então, suas aplicações têm sido estendidas para a resolução de problemas de transferência de calor, fluxo de fluidos, transporte de massa e eletromagnética. (GENG, 2001; BATHE, 1996).

Para a obtenção de modelos digitais que mantivessem a fidelidade às situações reais propostas, optou-se pela obtenção das formas geométricas de seus componentes a partir da digitalização de cada componente real.

4.1. Obtenção das formas geométricas dos componentes

Os modelos bi-dimensionais propostos foram baseados em um plano vestibulo-lingual que incluía uma secção da maxila contendo um implante osseointegrado em forma de parafuso e componentes protéticos (parte constante) além de uma coroa (parte variável) acoplada ao implante através dos componentes protéticos.

A porção óssea dos modelos deveria simular uma situação clínica de reabsorção óssea significativa no sentido vestibulo-lingual (CAWOOD & HOWELL,

1988), na qual o profissional tem a possibilidade de optar pela instalação de um implante de dimensões limitadas em posição palatinizada ou pela reconstrução do segmento através de enxerto ósseo para posterior instalação de implante de dimensões mais seguras e em posição biomecanicamente mais adequada. Para isso, uma tomografia da região de pré-molar superior foi selecionada e digitalizada através de um *scanner* (Artec, Taiwan), mantendo os limites entre osso cortical e medular, obtendo-se então a forma digital do componente ósseo dos modelos.

Visando a análise dos efeitos do desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante, foi adotado um implante de dimensões clinicamente aceitáveis dentro das limitações espaciais de uma maxila reabsorvida. Portanto, foi utilizado um implante de titânio da marca Master Screw (Conexão, São Paulo, Brasil) na forma rosqueável, com 10mm de comprimento, 3,75mm de largura no seu corpo, 4,1mm de largura na sua plataforma e encaixe na forma de hexágono externo com 0,7mm de altura e 2,7mm de distância entre os lados do hexágono (HOLMES & LOFTUS, 1997; HOLMGREN et al., 1998; SENDYK, 1998).

Um pilar cônico de duas peças (Conexão, São Paulo, Brasil) feito em titânio, com 1 milímetro de altura de cinta foi selecionado e fixado ao implante através de seu parafuso, também de titânio. Em seguida, o cilindro protético de ouro específico para o pilar cônico (Conexão, São Paulo, Brasil) foi fixado ao pilar através de um parafuso protético de ouro.

O conjunto formado pelo implante, pilar, cilindro protético e parafuso protético foi incluído em resina ortoftáica. Em seguida, foi levado a uma máquina de corte com disco de 0,3mm de espessura, onde foi cortado longitudinalmente em duas porções: uma correspondia à metade da espessura do conjunto e foi, em seguida, utilizada na determinação das formas do modelo; a outra porção era menor, pois correspondia à metade do conjunto menos a espessura do disco, e foi desprezada. O corte selecionado, em sua face interna, permitia visualização das relações entre implante, pilar, parafuso do pilar, cilindro protético e parafuso protético de forma clara (figura 1).

Com o objetivo de ampliar a imagem do corte e facilitar a sua digitalização, foi feita uma fotografia utilizando uma estativa para assegurar paralelismo entre o filme fotográfico e a superfície do conjunto. A fotografia foi então digitalizada através de um *scanner*.



Figura 1: Corte longitudinal do conjunto implante/pilar/cilindro protético/parafuso protético

A última forma determinada foi a coroa dental. Com o intuito de obter um contorno padronizado de uma coroa, com inclinação de cúspides em cerca de 30 graus, um dente artificial (Manequins Marília Ltda, Marília, Brasil) foi selecionado. A porção coronária do primeiro pré-molar superior foi cortada no sentido vestibulo-lingual de forma a proporcionar uma visualização clara do contorno vestibular, oclusal e palatino da coroa. O corte foi digitalizado e teve suas dimensões ajustadas no programa Autocad R-14 (Autodesk Inc., USA) para 9,4mm de espessura vestibulo-lingual e altura da coroa clínica para 7,9mm, de acordo com PICOSSE, 1990. Em seguida, a porção correspondente à porcelana foi determinada em uma espessura média de 1,5mm a partir dos contornos externos, de acordo com SHILLINGBURG et al. (1986). A porção metálica da coroa, compreendida entre a porcelana e o cilindro protético, era variável e foi determinada posteriormente de acordo com o grau de desalinhamento entre coroa e implante presente em cada modelo.

4.2. Definição dos modelos

A partir da obtenção das formas básicas constituintes dos modelos, adotou-se um processo de associação entre elas, gerando as situações clínicas desejadas (modelos).

Utilizando o programa Autocad R-14, obtiveram-se os contornos externos e internos de todas as imagens digitalizadas, passando a utilizar somente os contornos para fins de associação e criação dos modelos. Todos os contornos foram ajustados na escala de 1:1.

A princípio foi feita a associação entre o corte vestibulo-lingual da maxila posterior e o corte longitudinal do conjunto formado pelo implante, pilar, cilindro protético e parafuso protético. Para isso, o conjunto foi posicionado sobre o componente ósseo seguindo critérios clínicos de planejamento cirúrgico-protético de implantes (ENGELMAN, 1996).

A forma obtida, composta por osso cortical, osso medular, implante, pilar, cilindro protético e parafuso protético, permaneceu constante em todos os modelos gerados.

O método empregado neste estudo preconiza a divisão da estrutura analisada em regiões denominadas elementos finitos, para que soluções sejam obtidas para cada região e acopladas na determinação do comportamento global da estrutura. Assim, utilizando o programa Autocad R14, elaborou-se uma malha, dividindo cada região - osso cortical, osso medular, implante, pilar, cilindro protético e parafuso protético - em elementos.

Para a confecção das malhas, somente elementos quadriláteros de 4 nós foram utilizados. O desenho das malhas foi feito mantendo-as o mais homogêneo possível ao longo de toda a estrutura, e tornando-as mais densas, para o refinamento dos cálculos, nas regiões mais críticas, em que se esperava uma maior concentração de tensões, como a interface osso-implante. As malhas das diferentes regiões (osso cortical, osso medular, implante, pilar, cilindro protético e parafuso protético) foram unidas em uma única camada, formando a malha da porção constante, utilizada em todos os modelos (Figura 2).

O desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante foi a variável escolhida para o estudo. Assim, foram gerados cinco diferentes modelos. O **modelo 1** apresentava 1 milímetro de desalinhamento entre a coroa e o implante, estando o implante deslocado em direção ao palato. Seguindo-se o mesmo padrão, implante e coroa foram desalinhados em 2, 3 e 4 milímetros, originando **modelo 2**, **modelo 3** e **modelo 4** respectivamente. Os modelos 1 a 4 foram comparados a um modelo com completo alinhamento entre coroa e implante, o **modelo 0** (zero) (Figuras 2 e 3).

Para a geração do **modelo 0**, o contorno da coroa foi posicionado abaixo do implante, de forma alinhada, com um incremento de 2 milímetros entre a porção cervical da coroa clínica e a plataforma do pilar, simulando a altura sub-gengival indicada para a simulação do perfil de emergência da coroa (Figura 2) (ENGELMAN,

1996). Em seguida, foram geradas as malhas para a estrutura metálica e para a cobertura de porcelana.

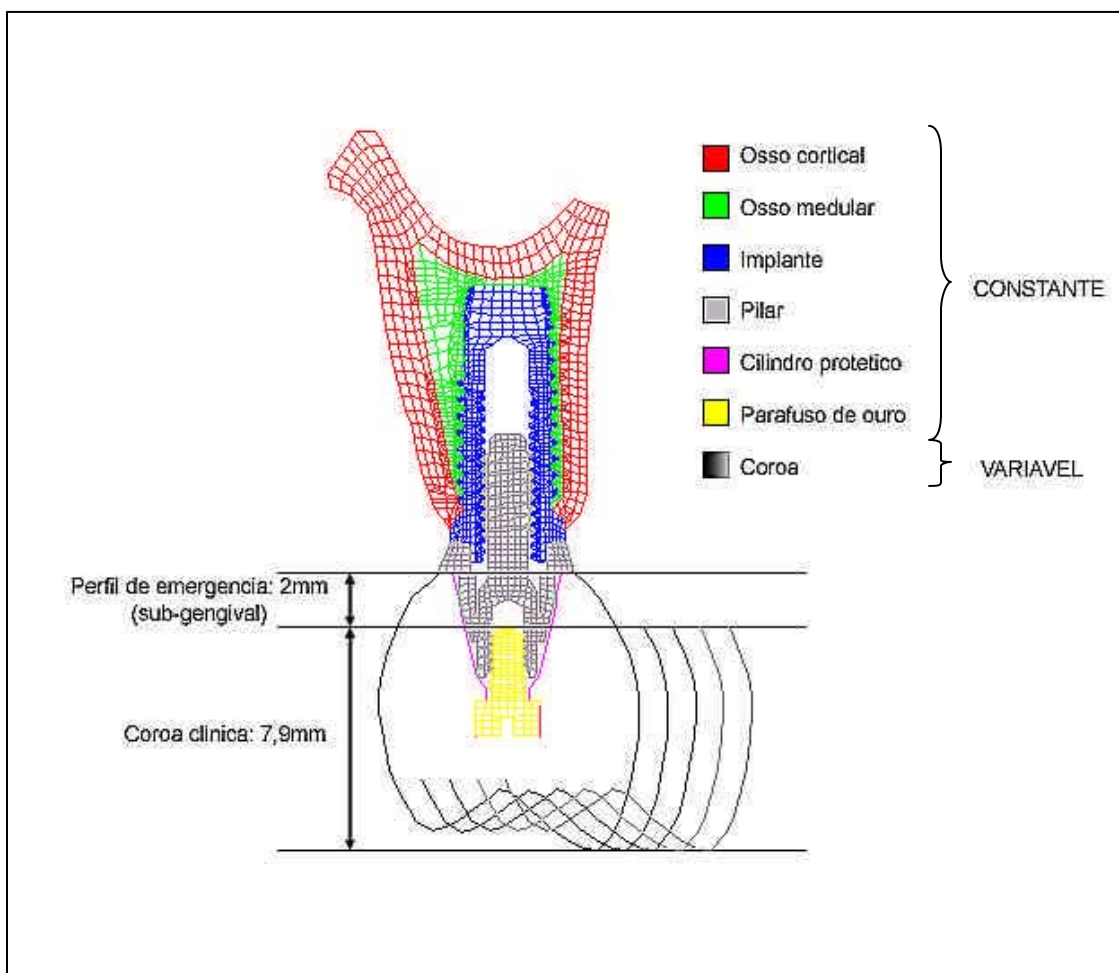


Figura 2: Componentes constantes (osso cortical, osso medular, implante, pilar, cilindro protético e parafuso de ouro) e componente variável dos modelos (coroa). Posicionamento da coroa no sentido vertical, de acordo com o perfil de emergência, e no sentido horizontal, de acordo com os modelos.

Os modelos 1 a 4 foram gerados a partir do deslocamento horizontal com incrementos de 1mm a cada modelo e para isso, foi feita a adequação das malhas correspondentes às coroas. Este procedimento foi feito de modo a manter inalterados contorno e dimensões da plataforma oclusal, bem como a malha correspondente à cobertura de porcelana nesta região, para evitar a inclusão de variáveis.

Os programas utilizados atribuíram, automaticamente, um número para cada elemento em cada um dos cinco modelos. A quantidade de elementos em cada modelo foi: 2427 elementos no modelo 0, 2430 no modelo 1, 2444 no modelo 2, 2434 no modelo 3 e 2450 no modelo 4. Uma variação na quantidade de elementos por modelo foi observada em decorrência da adequação dos contornos e das malhas das coroas.

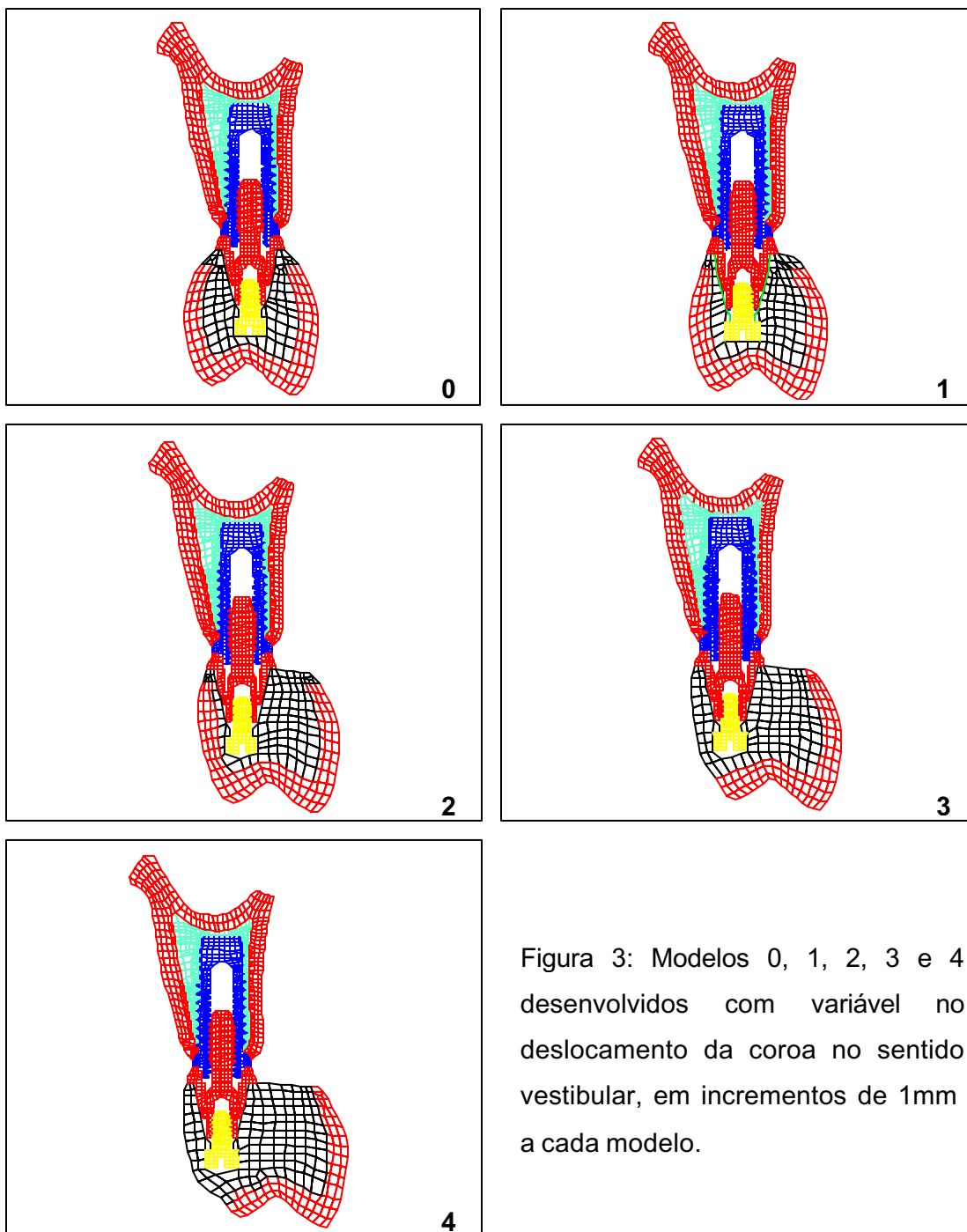


Figura 3: Modelos 0, 1, 2, 3 e 4 desenvolvidos com variável no deslocamento da coroa no sentido vestibular, em incrementos de 1mm a cada modelo.

4.3. Hipóteses simplificadoras

As situações envolvendo implantes osseointegrados usualmente analisadas através do método de elementos finitos apresentam-se com características de alto grau de complexidade. A transferência exata de todas estas características para os modelos significaria a necessidade de mais testes e pessoal, além do aumento do tempo necessário para a obtenção de resultados. Tudo isso, por vezes, dificulta a elaboração de modelos mais próximos ao ideal. Assim, algumas hipóteses simplificadoras já consagradas na literatura foram utilizadas com o intuito de viabilizar a realização deste estudo, sem, contudo comprometer a validade dos resultados.

Apesar das situações clínicas apresentarem-se de forma tridimensional, as tensões resultantes do problema proposto concentram-se notadamente nas regiões vestibular e lingual dos implantes, componentes e osso circundante. Os modelos foram definidos em um plano cartesiano $X - Y$, o que possibilitaria a visualização das tensões no osso vestibular e palatino ao implante. Utilizou-se para a análise, o estado plano de tensões, o que significa que as tensões se concentram em um mesmo plano, havendo a possibilidade de deformações fora do plano $X - Y$ (BATHE, 1996).

A interface osso-implante, a despeito de variações inerentes à qualidade óssea, foi presumida como estado de completa osseointegração, simulando uma perfeita adesão entre implante e osso cortical e medular.

Para que não houvesse deslocamento da maxila por inteiro, foram colocados apoios na camada externa de nós do osso cortical ao longo dos terços médio e apical da maxila, restringindo os movimentos destes nós em todas as direções.

Os materiais foram considerados isotrópicos, ou seja, mantêm as propriedades elásticas em todas as direções, sendo necessárias apenas duas propriedades para cada material: módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (GENG, 2001). Além disso, não houve detalhamento da rede de osso medular pela simples impossibilidade de determinar o padrão trabecular. Portanto, ao osso medular foi atribuído um padrão sólido.

4.4. Caracterização dos materiais constituintes dos modelos

Após a definição geométrica, todos os modelos foram transferidos para o programa SAP 2000 (Computer & Structures Inc., Berkeley, USA.), que executa os cálculos da análise de elementos finitos. Além dos contornos geométricos e da malha de elementos e nós, o método exige a definição de cada elemento quanto ao material de que é constituído, ou seja, quanto às suas propriedades físicas.

Os valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de todos os materiais utilizados no modelo foram obtidos junto à literatura e estão listados na tabela abaixo:

Tabela 1: Propriedades dos materiais utilizado nos modelos.

Material	Módulo de Elasticidade GPa	Coefficiente de Poisson	Fonte
Osso cortical	13.700	0,30	Menicucci(1998); Meijer(1992); Abu-Hammad(2000)
Osso medular	1.370	0,30	Menicucci(1998); Meijer(1992); Abu-Hammad(2000)
Titânio (implante)	110.000	0,33	Koriath (1999)
Titânio (pilar e parafuso)	110.000	0,28	Sakagushi(1995)
Ouro (cilindro e parafuso)	99.300	0,28	Sakagushi(1995)
Ouro (liga para fundição)	90.000	0,30	Sendyk(1998)
Porcelana	67.700	0,28	Sendyk(1998)

4.5. Aplicação de pré-cargas

Antes mesmo de o implante ser submetido à primeira carga oclusal, tensões são impostas a ele com o torque do parafuso do pilar e do parafuso protético. Tais tensões são desenvolvidas na haste, roscas e superfícies de assentamento dos parafusos e são transmitidas ao implante, pilar e cilindro protético em suas superfícies contactantes, gerando um efeito de prensão entre eles.

A pré-carga desenvolvida depende das propriedades do material do parafuso, do acabamento das superfícies contactantes, do volume do parafuso e do torque imposto a ele durante o apertamento.

De acordo com SAKAGUSHI & BORGERSEN (1993), o parafuso de titânio do pilar, quando submetido a um torque de 20Ncm, desenvolve pré-cargas médias de 190N. Diante da impossibilidade do programa SAP2000 imprimir tensões iniciais de tração em um único sentido, utilizaram-se forças nodais de compressão distribuídas na haste do parafuso e próximo à superfície de assentamento, com o intuito de simular o efeito de prensão entre pilar e implante. Tal atitude assegurou uma transferência de tensões ao tecido ósseo o mais fiel possível à realidade; porém, trouxe uma impossibilidade de analisar qualquer variação de tensões nos parafusos, pois regiões como as hastes dos parafusos apresentariam tensões de compressão, o que não corresponde à realidade (BINON, 1994; SAKAGUSHI & BORGERSEN, 1993; CARR et al., 1996; RANGERT, 1991).

Seguindo-se a mesma metodologia, foi aplicada uma pré-carga de 300N ao parafuso de ouro, correspondente a um torque de 10Ncm (SAKAGUSHI & BORGERSEN, 1993; CARR et al., 1996; RANGERT, 1991).

4.6. Aplicação de cargas oclusais

De acordo com WEINBERG & KRUGER (1995), momentos de força são gerados durante o ciclo mastigatório, em que há interposição de alimento entre a face vestibular da cúspide vestibular inferior e a face palatina da cúspide vestibular superior. De acordo com a força desenvolvida pelos músculos mastigatórios e consistência do alimento interposto, uma maior ou menor quantidade de força é transmitida à coroa e conseqüentemente ao implante e ao osso.

Utilizando uma ferramenta do programa SAP2000, aplicou-se uma força oclusal de 50N em um ponto no centro da vertente triturante da cúspide vestibular, em uma inclinação de 30 graus, de acordo com a inclinação da cúspide, com o objetivo de simular uma carga oblíqua transmitida ao conjunto durante a mastigação. O componente horizontal de força, 26,11N, possuía intensidade compatível com as reportadas na literatura (RICHTER, 1998; BRUNSKI, 1988)

4.7. Processo de análise dos resultados

Após a configuração completa dos modelos, o programa realizou os cálculos envolvidos na análise de elementos finitos e apresentou cada modelo dividido em regiões coloridas de acordo com curvas de isovalores de tensões interpoladas entre os valores nodais. Cada elemento poderia ser ainda analisado de forma individual, observando a tensão em megapascal(MPa) interpolada em cada ponto do elemento.

Foram selecionados seis elementos em seis diferentes regiões ao longo da maxila a serem examinados(Figura 4):

- A - Osso cortical vestibular próximo ao pescoço do implante;
- B - Osso medular vestibular próximo ao pescoço do implante;
- C - Osso medular vestibular próximo ao ápice do implante;
- D - Osso medular palatino próximo ao ápice do implante;
- E - Osso medular palatino próximo ao pescoço do implante;
- F - Osso cortical palatino próximo ao pescoço do implante.

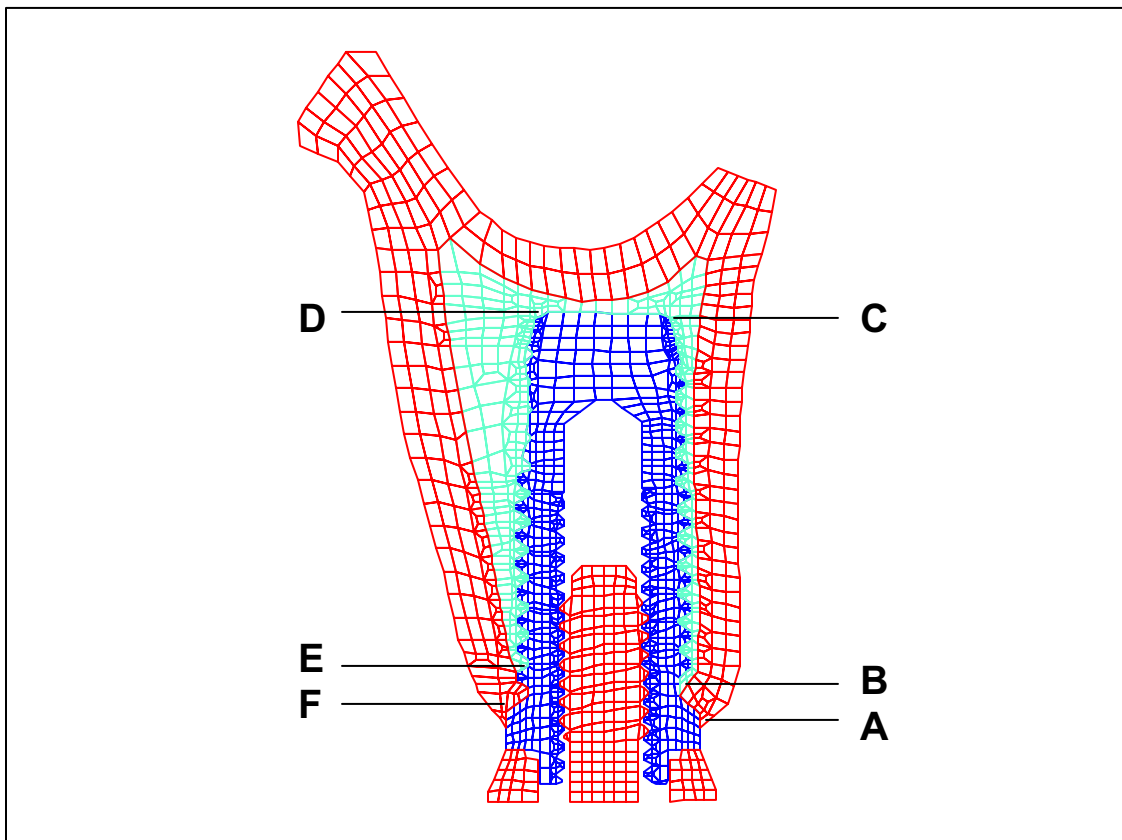


Figura 4: Elementos investigados em cada região.

Cada região foi examinada nos quatro nós de um mesmo elemento em todos os modelos, observando-se as tensões de Von Mises, tensões verticais e tensões horizontais. O elemento investigado em cada região foi selecionado de acordo com as tensões de Von Mises no modelo 4, optando-se sempre pelo elemento mais crítico.

Foi realizada uma análise qualitativa dos dados em cada região determinando a existência de tensões de tração ou compressão, além de uma análise qualitativa e quantitativa baseada no aumento das tensões de Von Mises decorrentes do desalinhamento entre coroa e implante.

Os resultados foram analisados comparando valores médios das tensões em cada região entre os modelos, abordando também os valores máximos.

5. RESULTADOS

Os resultados estão apresentados nas tabelas 2, 3 e 4, e nos gráficos 1, 2 e 3. A tabela 2 apresenta as tensões de Von Misses, evidenciando seis diferentes elementos em seis diferentes regiões avaliados em cada modelo. Cada elemento apresenta valores de quatro pontos de medição e um valor médio.

O gráfico 1 representa a variação das tensões de Von Misses em cada região, em função do grau de desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante. Regressões lineares foram calculadas para cada região.

Como pode-se observar no gráfico 1 e tabela 2, houve um aumento nas tensões de Von Misses observadas nas seis regiões examinadas, à medida em que o desalinhamento entre coroa e implante aumentou. Os valores máximos foram encontrados no elemento A.

As regressões lineares calculadas para cada região apresentaram coeficientes de determinação (r^2) próximos a 1, o que indica um crescimento praticamente linear nas tensões de Von Misses, em proporções numéricas determinadas pelos coeficientes angulares das equações calculadas para cada região (STEVENSON, 1981).

As tabelas 3 e 4 apresentam os valores das tensões verticais e horizontais respectivamente, de forma análoga à tabela 2. Os gráficos 2 e 3 apresentam as tensões médias e regressões lineares correspondentes às tabelas 3 e 4 respectivamente. Para as tensões verticais e horizontais, valores negativos representam tensões de compressão e valores positivos representam tensões de tração.

Foram observadas tensões verticais de compressão nos elementos examinados nas regiões A, B e C. Os valores máximos foram observados no elemento A. Tensões verticais de tração foram observadas nos elementos D, E e F, tendo sido os valores máximos observados no elemento F.

No sentido horizontal, foram observadas tensões de compressão nos elementos examinados nas regiões A, B, D e E, tendo sido os valores máximos observados no elemento A. Tensões horizontais de tração foram observadas nos elementos C e F. Os valores máximos foram observados no elemento F.

Tabela 2: Tensões de Von Misses (MPa). Tensões observadas em 4 pontos constantes (nós) e seus respectivos valores médios para as seis regiões examinadas em cada modelo.

		Modelo 0		Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3		Modelo 4	
Regiões	Nó	Tensão	Média	Tensão	Média	Tensão	Média	Tensão	Média	Tensão	Média
A	1	68,92	148,91	76,58	164,75	88,92	180,79	91,61	194,39	98,71	208,59
	2	67,30		75,57		82,06		88,33		95,16	
	3	281,83		310,38		337,52		364,75		390,43	
	4	177,57		196,47		214,67		232,88		250,07	
B	1	14,07	126,60	15,57	140,49	17,07	155,03	18,54	167,24	19,94	181,11
	2	29,62		34,34		41,90		40,99		49,05	
	3	243,05		269,05		294,75		320,05		344,16	
	4	219,66		243,01		266,40		289,39		311,29	
C	1	14,67	32,92	16,60	36,11	17,50	39,15	18,90	42,24	20,24	45,25
	2	18,07		19,70		21,49		23,19		24,81	
	3	52,12		56,87		61,78		66,55		71,12	
	4	46,82		51,26		55,84		60,30		64,81	
D	1	14,82	19,85	16,59	22,37	18,54	25,15	20,53	27,82	22,38	30,31
	2	25,42		28,79		32,49		36,03		39,17	
	3	27,09		30,44		34,30		37,88		41,31	
	4	12,07		13,65		15,25		16,84		18,37	
E	1	56,30	42,81	64,52	48,54	73,12	54,51	81,47	60,31	89,50	65,89
	2	57,71		65,40		73,43		81,25		88,77	
	3	51,92		58,30		64,92		71,35		77,51	
	4	5,32		5,93		6,56		7,17		7,76	
F	1	32,82	35,68	36,59	39,61	40,56	43,73	44,42	47,70	48,12	51,53
	2	40,88		45,34		50,11		54,73		59,15	
	3	35,91		39,73		43,68		47,40		51,06	
	4	33,11		36,78		40,57		44,24		47,77	

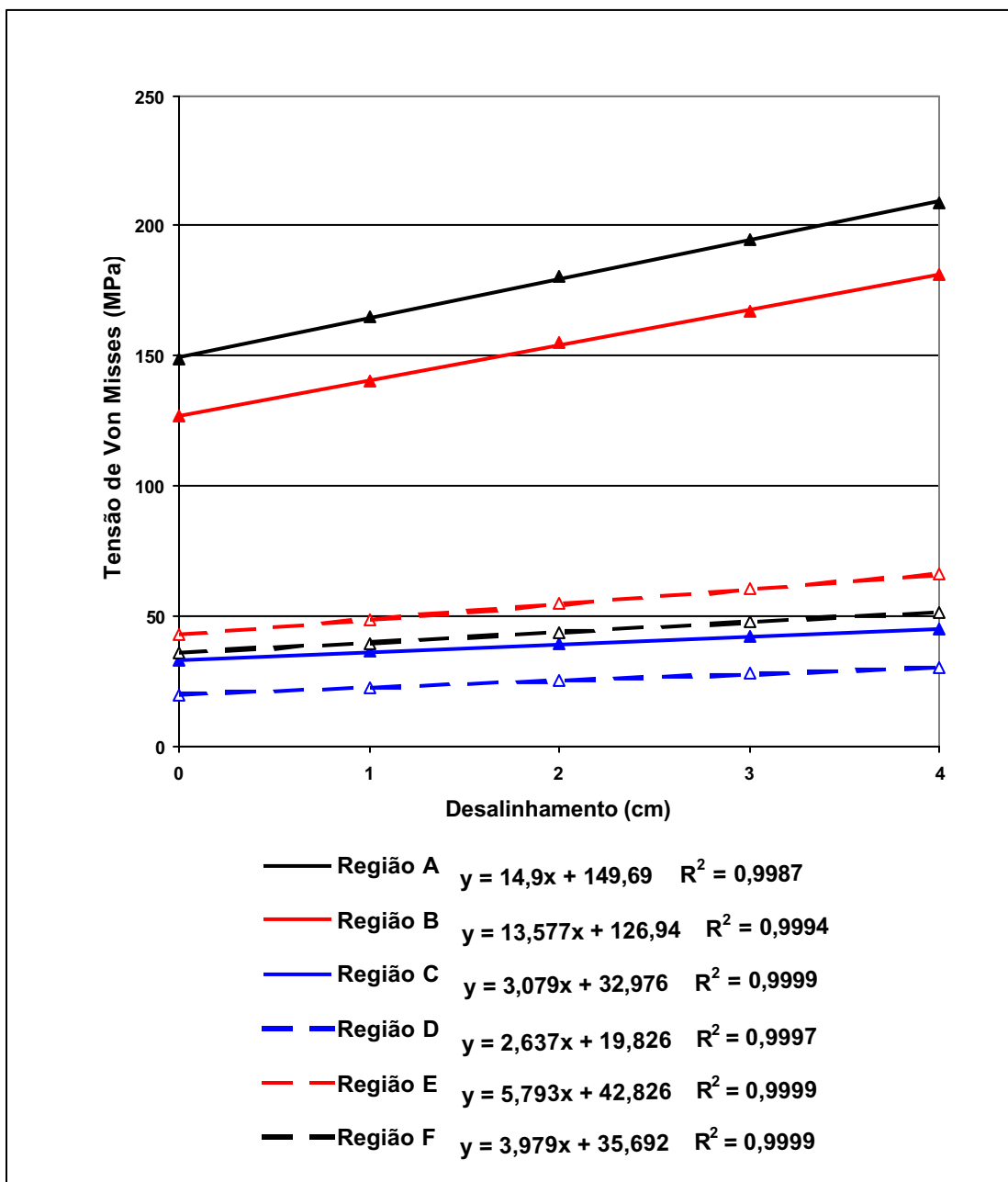


Gráfico 1: Tensões de Von Mises. Regressões lineares obtidas a partir das tensões médias dos grupos experimentais (eixo x) nas diferentes regiões (legenda).

Tabela 3: Tensões verticais (MPa). Tensões observadas em 4 pontos constantes (nós) e seus respectivos valores médios para as seis regiões examinadas em cada modelo.

Regiões	Modelo 0			Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3		Modelo 4	
	Nó	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média
A	1	-47,49	-134,76	-52,75	-148,36	-57,30	-161,84	-62,38	-174,83	-67,82	-187,56
	2	-36,03		-38,83		-44,01		-46,61		-50,31	
	3	-285,78		-314,42		-341,47		-368,69		-394,32	
	4	-169,75		-187,44		-204,59		-221,63		-237,79	
B	1	-11,20	-113,74	-12,39	-125,89	-13,55	-138,11	-14,70	-150,04	-15,79	-161,38
	2	-17,43		-19,30		-21,19		-23,04		-24,81	
	3	-207,06		-229,66		-251,79		-273,56		-294,29	
	4	-219,25		-242,22		-265,91		-288,85		-310,62	
C	1	-5,01	-18,79	-5,35	-20,32	-5,71	-21,92	-6,06	-23,52	-6,39	-25,01
	2	-2,89		-2,92		-3,06		-3,35		-3,49	
	3	-48,10		-52,36		-56,77		-61,05		-65,15	
	4	-19,17		-20,63		-22,13		-23,60		-25,00	
D	1	7,36	6,16	8,61	7,17	9,82	8,21	11,10	9,23	12,27	10,23
	2	4,16		4,82		5,56		6,20		6,93	
	3	5,67		6,63		7,65		8,64		9,59	
	4	7,43		8,60		9,81		10,98		12,11	
E	1	36,12	4,22	43,09	5,93	50,17	7,61	57,02	9,22	63,93	10,74
	2	6,27		8,92		11,77		14,49		16,90	
	3	-25,76		-28,99		-32,35		-35,60		-39,00	
	4	0,23		0,70		0,84		0,98		1,11	
F	1	11,72	17,60	12,78	19,31	13,76	21,11	14,83	22,84	16,03	24,47
	2	20,32		22,17		24,19		26,06		27,77	
	3	16,97		18,68		20,45		22,17		23,80	
	4	21,38		23,61		26,05		28,29		30,28	

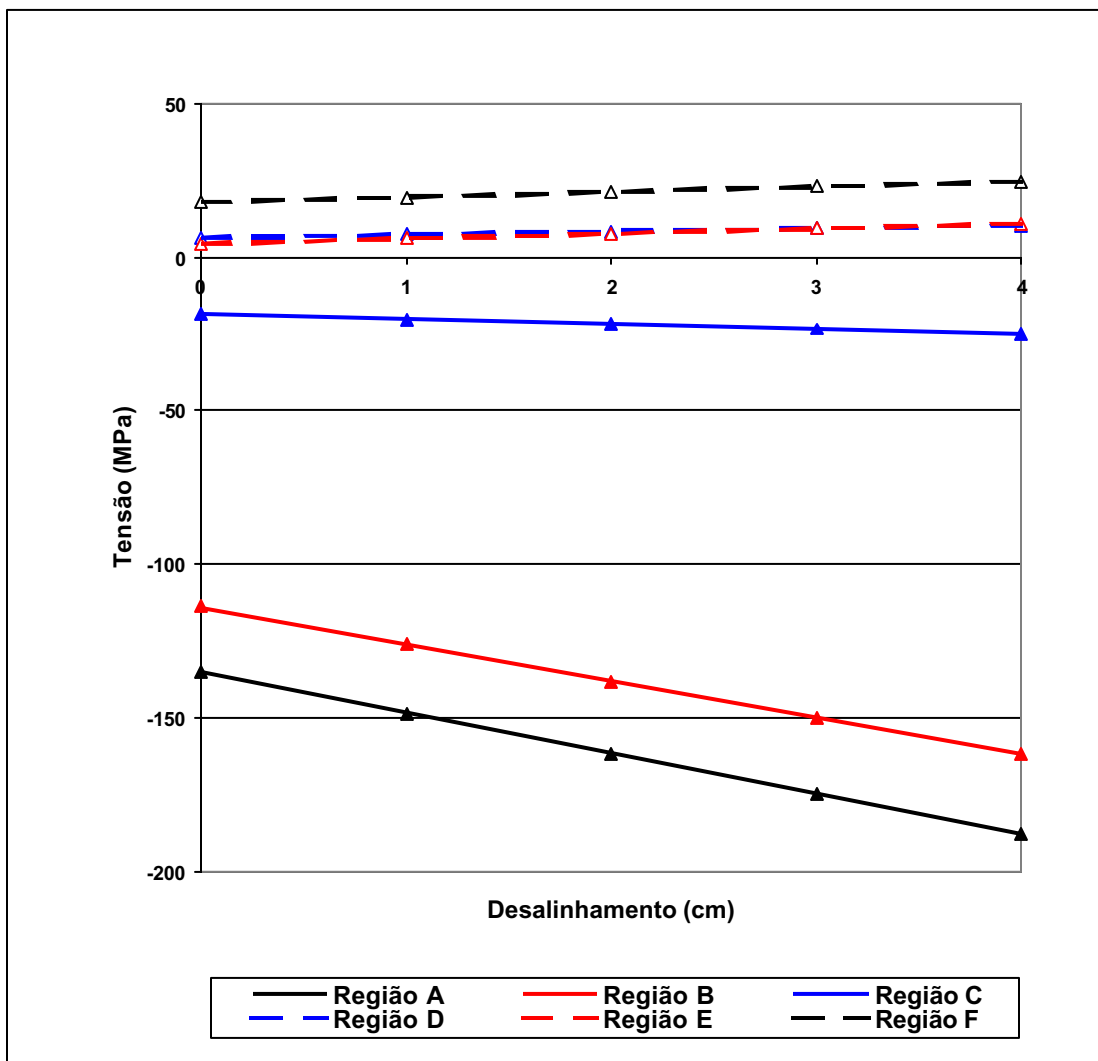


Gráfico 2: Tensões verticais. Regressões lineares obtidas a partir das tensões médias dos grupos experimentais (eixo x) nas diferentes regiões (legenda).

Tabela 4: Tensões horizontais (MPa). Tensões observadas em 4 pontos constantes (nós) e seus respectivos valores médios para as seis regiões examinadas em cada modelo.

Regiões	Modelo 0			Modelo 1		Modelo 2		Modelo 3		Modelo 4	
	Nó	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média	Tensão	Tensão Média
A	1	-14,33	-45,09	-16,55	-49,88	-17,75	-54,47	-19,43	-59,16	-21,80	-63,48
	2	-22,83		-24,68		-27,04		-29,51		-31,35	
	3	-73,48		-81,08		-88,48		-95,82		-102,44	
	4	-69,73		-77,20		-84,59		-91,86		-98,34	
B	1	2,14	-12,31	3,09	-13,60	3,45	-14,60	3,79	-15,78	4,12	-16,88
	2	10,78		11,89		13,11		14,31		15,45	
	3	-54,02		-59,72		-65,06		-70,45		-75,51	
	4	-8,14		-9,67		-9,89		-10,76		-11,57	
C	1	9,49	10,73	10,58	11,70	11,71	12,95	12,80	14,17	13,85	15,35
	2	12,07		13,38		14,76		16,12		17,37	
	3	-7,92		-9,49		-10,14		-10,77		-11,21	
	4	29,26		32,31		35,47		38,53		41,39	
D	1	-4,10	-10,25	-4,37	-11,43	-4,80	-12,72	-5,23	-13,97	-5,61	-15,10
	2	-14,14		-15,81		-17,68		-19,51		-21,25	
	3	-19,62		-22,07		-24,60		-27,07		-29,17	
	4	-3,15		-3,46		-3,78		-4,07		-4,38	
E	1	2,07	-23,55	2,75	-26,10	3,47	-28,89	4,16	-31,61	4,83	-34,22
	2	-43,23		-47,45		-52,47		-57,36		-62,04	
	3	-52,06		-58,54		-65,25		-71,77		-78,01	
	4	-0,98		-1,15		-1,32		-1,48		-1,64	
F	1	5,26	11,77	6,04	13,21	6,85	14,77	7,63	16,13	8,26	17,51
	2	19,04		21,12		23,37		25,55		27,88	
	3	15,45		17,39		19,58		21,13		22,72	
	4	7,31		8,27		9,26		10,22		11,18	

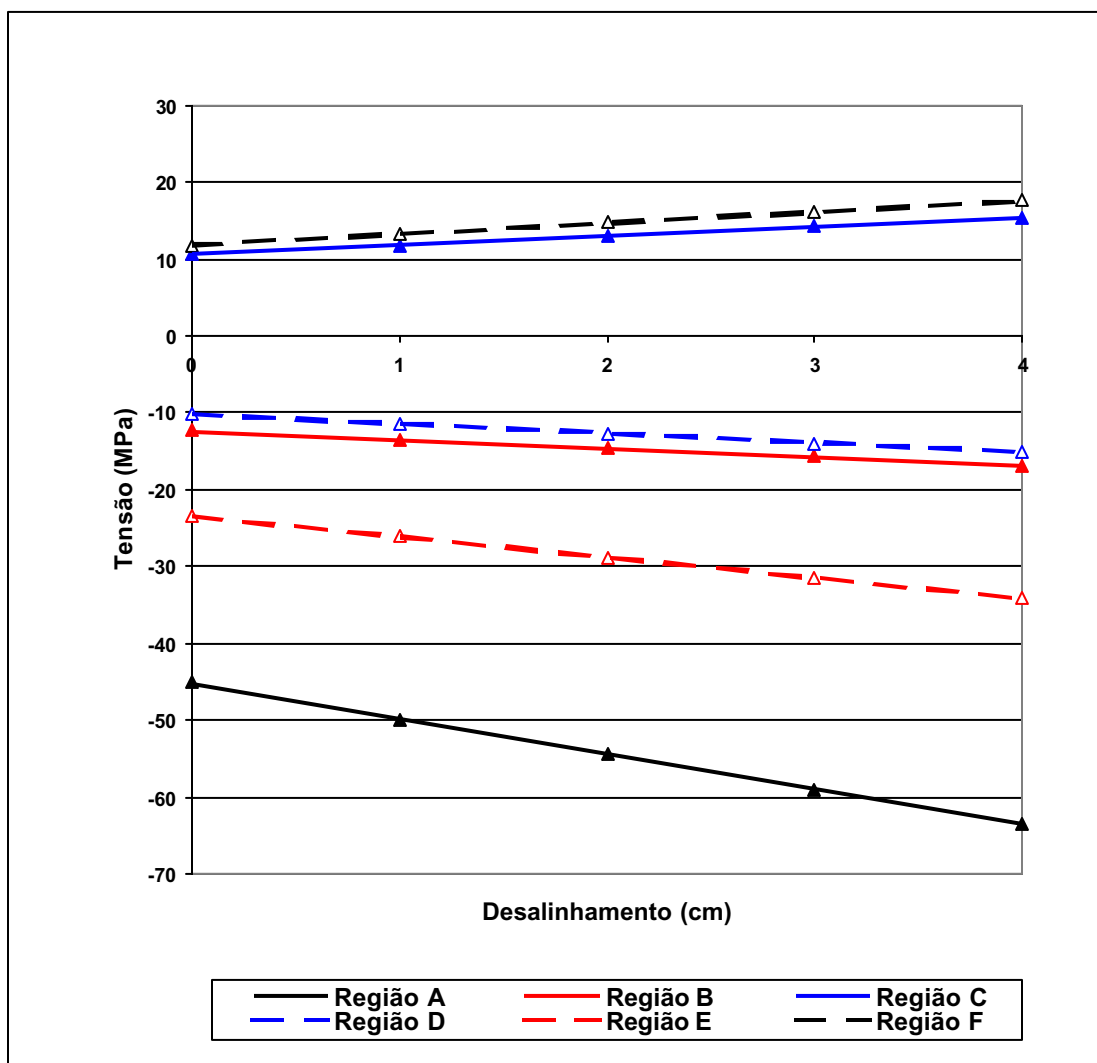


Gráfico 3: Tensões horizontais. Regressões lineares obtidas a partir das tensões médias dos grupos experimentais (eixo x) nas diferentes regiões (legenda).

6. DISCUSSÃO

A despeito dos resultados das simulações terem sido apresentados através de valores numéricos, uma avaliação quantitativa atualmente não possui validade absoluta, tendo em vista que as tensões necessárias para o início de um processo de reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados ainda não são conhecidas (SENDYK, 1998). Dentro deste contexto, uma maior atenção será dedicada a uma análise qualitativa, na qual os modelos serão comparados ao padrão ideal através de porcentagens, no sentido de fornecer elementos práticos a serem considerados em decisões clínicas dentro de uma visão crítica.

Durante os movimentos mastigatórios, os dentes naturais ou elementos protéticos posteriores são submetidos a cargas geradas pelo contato entre elementos antagonistas, de forma direta ou através de alimentos de consistências variadas (WEINBERG & KRUGER, 1995; RICHTER, 1998). Tensões são então geradas na coroa a partir das superfícies contactantes e, no caso de próteses implanto-suportadas, transmitidas em seqüência ao pilar, ao implante, à interface implante/osso e ao osso circundante (Figura 5) (BIDEZ & MISCH, 1992).



Figura 5: Forças axial (esquerda) e oblíqua (direita), resultando em tensões de compressão (setas) e tração.



Figura 6: Tendência à rotação da coroa e abertura da interface pilar/cilindro, resultante de força oclusal oblíqua.

A direção da força oclusal aplicada determinará áreas de maior ou menor concentração de tensões ao longo de todo o conjunto, bem como variações no tipo de tensão (tração ou compressão) (Figura 5). A força aplicada nos modelos deste estudo manteve uma inclinação de 30 graus para vestibular em relação ao eixo longitudinal do implante. Isso levará, ao contrário dos casos de aplicação de forças axiais, a uma distribuição assimétrica das tensões (Figura 5). Nas interfaces cilindro protético/pilar e pilar/implante, observa-se um predomínio de tensões de compressão no lado vestibular. No lado palatino há tração destes componentes, em uma clara tendência à separação entre as superfícies contactantes (Figura 6). Entretanto, essa tendência é confinada a proporções microscópicas pela ação das pré-cargas impostas aos parafusos protético e do pilar (SAKAGUCHI & BORGERSEN, 1993; RANGERT et al., 1989; BINON et al., 1994, GRATTON et al., 2001, HOYER et al., 2001).

A variação da intensidade das tensões também é influenciada pelas propriedades de cada material (módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson), bem como por outros fatores como a distância do ponto de aplicação da força e existência de momentos de força (Figura 7).

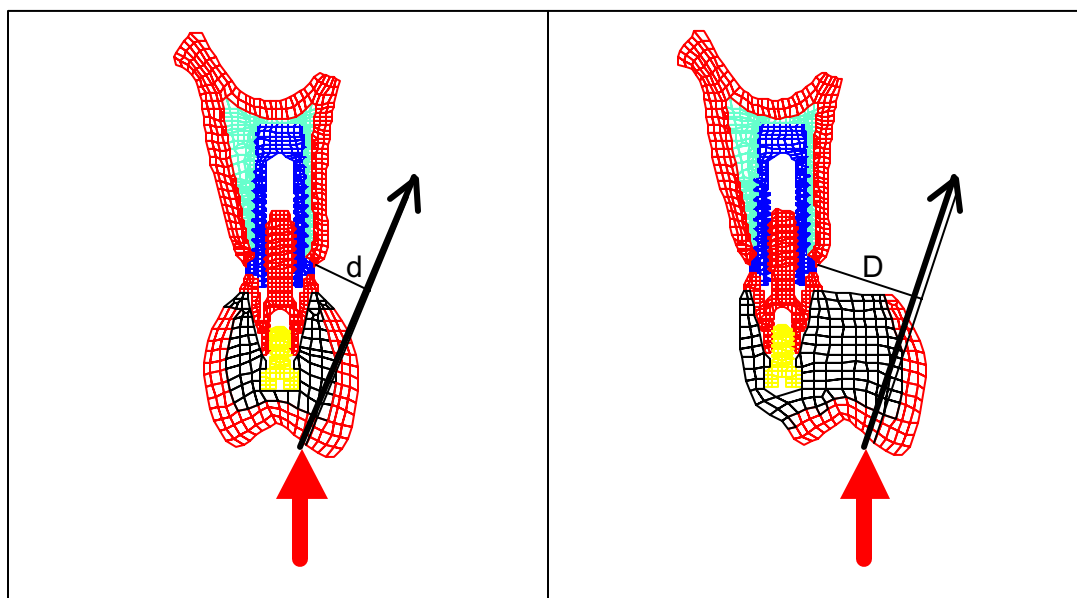


Figura 7: Braço de alavanca d e D , verificados nos modelo 0 e 4 respectivamente.

O momento de força pode ser definido como um vetor M , cuja magnitude é igual à intensidade da força aplicada multiplicada pela distância (braço de alavanca) perpendicular entre o ponto de interesse e a linha de aplicação da força (BEER & JOHNSTON, 1980). Os resultados obtidos refletem esta definição, pois, ao aumento do braço de alavanca corresponde um aumento linearmente proporcional nas tensões resultantes (Figura 7).

O região F, correspondente ao osso cortical palatino próximo ao pescoço do implante, apresentou um predomínio de tensões de tração nos sentidos vertical e horizontal em todos os modelos (Tabelas 3 e 4; Gráficos 2 e 3). Tais constatações estão de acordo com as observações realizadas por RANGERT et al. (1997), nas quais foi determinada uma localização cervical para o eixo de rotação de implantes submetidos a forças oblíquas, o que leva a um predomínio de tensões de compressão nas regiões cervical vestibular e apical palatina, e de tensões de tração nas regiões apical vestibular e cervical palatina (Figura 5).

As tensões de Von Mises foram analisadas em quatro diferentes pontos do elemento 1874 na região F (Figura 8). O modelo 0 apresentou tensão média de 35,68MPa. Já o modelo 1 apresentou tensão média de 39,61MPa, o que significou um aumento de 11,01% na tensão média. O modelo 2 apresentou tensão média de 43,73MPa, significando um aumento de 22,56% em relação às tensões observadas no modelo 0. Observaram-se ainda, tensões médias de 47,70MPa no modelo 3 e 51,53MPa no modelo 4, o que representou aumentos de 33,68% e 44,41% respectivamente em relação à tensão média observada no modelo 0 (Tabela 2).

Observando-se as porcentagens de aumento das tensões médias pode-se perceber que um padrão é obedecido, com acréscimos sempre próximos a 11%. Isso se torna ainda mais evidente quando se calcula a regressão linear no gráfico das tensões de Von Mises médias desta região (gráfico 1) e observa-se uma quase coincidência entre os pontos e a reta, confirmada pelo coeficiente de determinação (r^2) de 0,9999. (STEVENSON, 1981). O coeficiente angular da regressão linear evidencia um aumento nas tensões de 3,979MPa a cada milímetro de desalinhamento (MPa/mm).

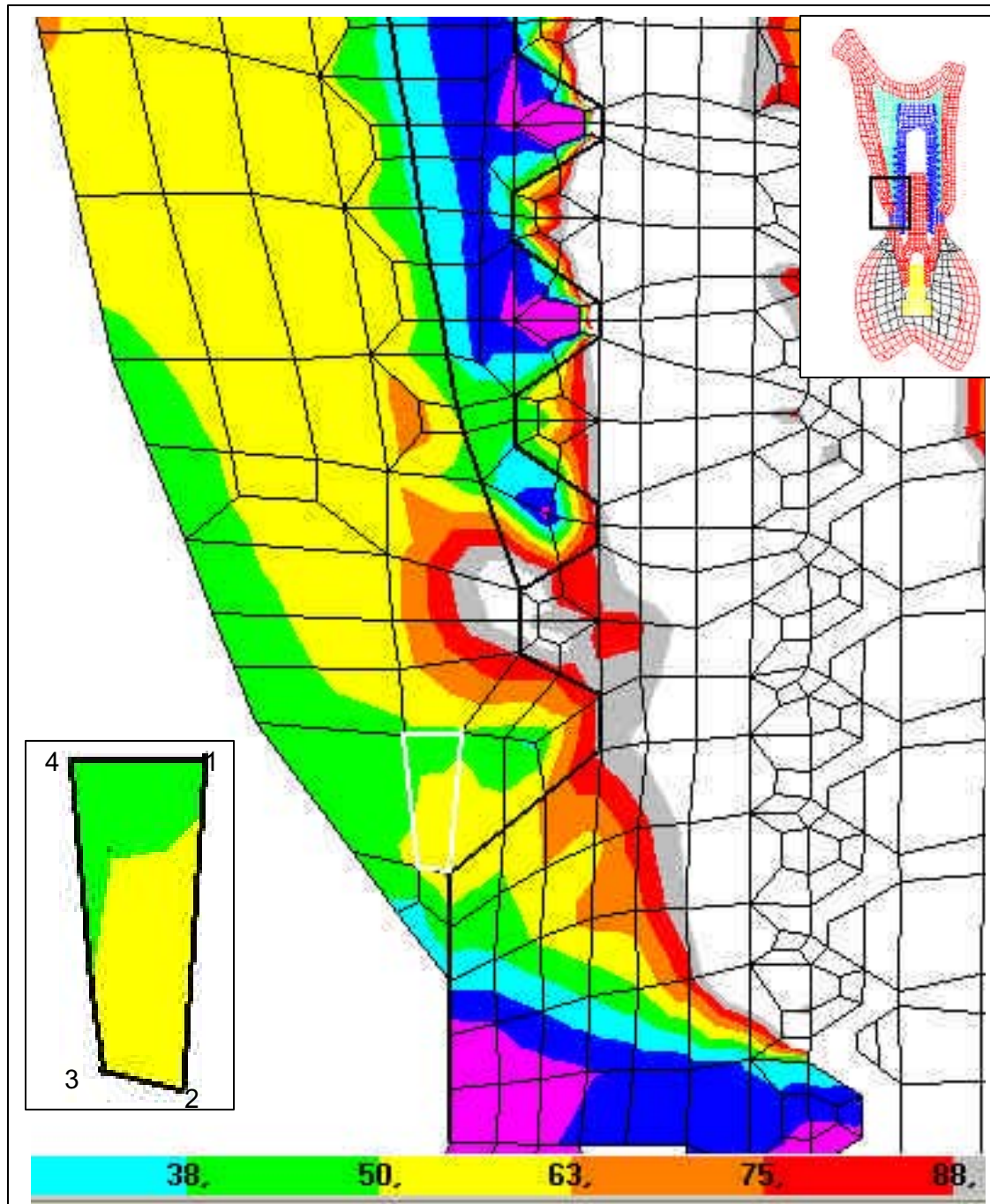


Figura 8: Tensões de Von Misses (MPa) na região F do modelo 4. O elemento (1874) em destaque foi investigado em seus 4 nós.

A tensão de Von Misses máxima para a região F foi observada no modelo 4, com intensidade de 59,15MPa (Figura 8). A princípio, tensões de tal magnitude não requerem grandes preocupações, pois são inferiores às observadas no modelo 0 (sem desalinhamento entre coroa e implante) em outras regiões, como A e B.

Não está afastada, porém, a possibilidade de processos biológicos de reabsorção óssea de origem mecânica nesta região, visto que este trabalho não prevê a ocorrência de outras variáveis que possam induzi-los, como outras forças ou modificações estruturais decorrentes de processos biológicos desencadeados em outras regiões próximas.

Na região E (osso medular palatino próximo ao pescoço do implante), analisaram-se 4 pontos (nós) do elemento 1774 (Figura 9). Um predomínio de tensões de tração foi observado na direção vertical, enquanto na direção horizontal houve um predomínio de tensões de compressão.

As tensões de Von Misses da região E foram analisadas nos mesmos pontos descritos acima, obtendo-se uma tensão média para cada modelo. O modelo 0 apresentou tensão média de 42,81MPa. No modelo 1, observou-se uma tensão média de 48,54MPa, o que significou um aumento de 13,37%. Foram ainda observadas tensões médias de 54,51MPa para o modelo 2, 60,31MPa para o modelo 3 e 65,89MPa para o modelo 4, o que representou aumentos de 27,32%, 40,87% e 53,89% respectivamente (Tabela 2).

Novamente observaram-se porcentagens muito semelhantes, em torno de 13,5%, no crescimento das tensões de Von Misses entre os modelos. Este padrão constante de crescimento pode ser observado na relação entre a regressão linear e os pontos traçados para a região E, para a qual foi obtida um r^2 de 0,9999. O coeficiente angular da regressão linear mostrou um aumento nas tensões de 5,793MPa/mm (Gráfico1).

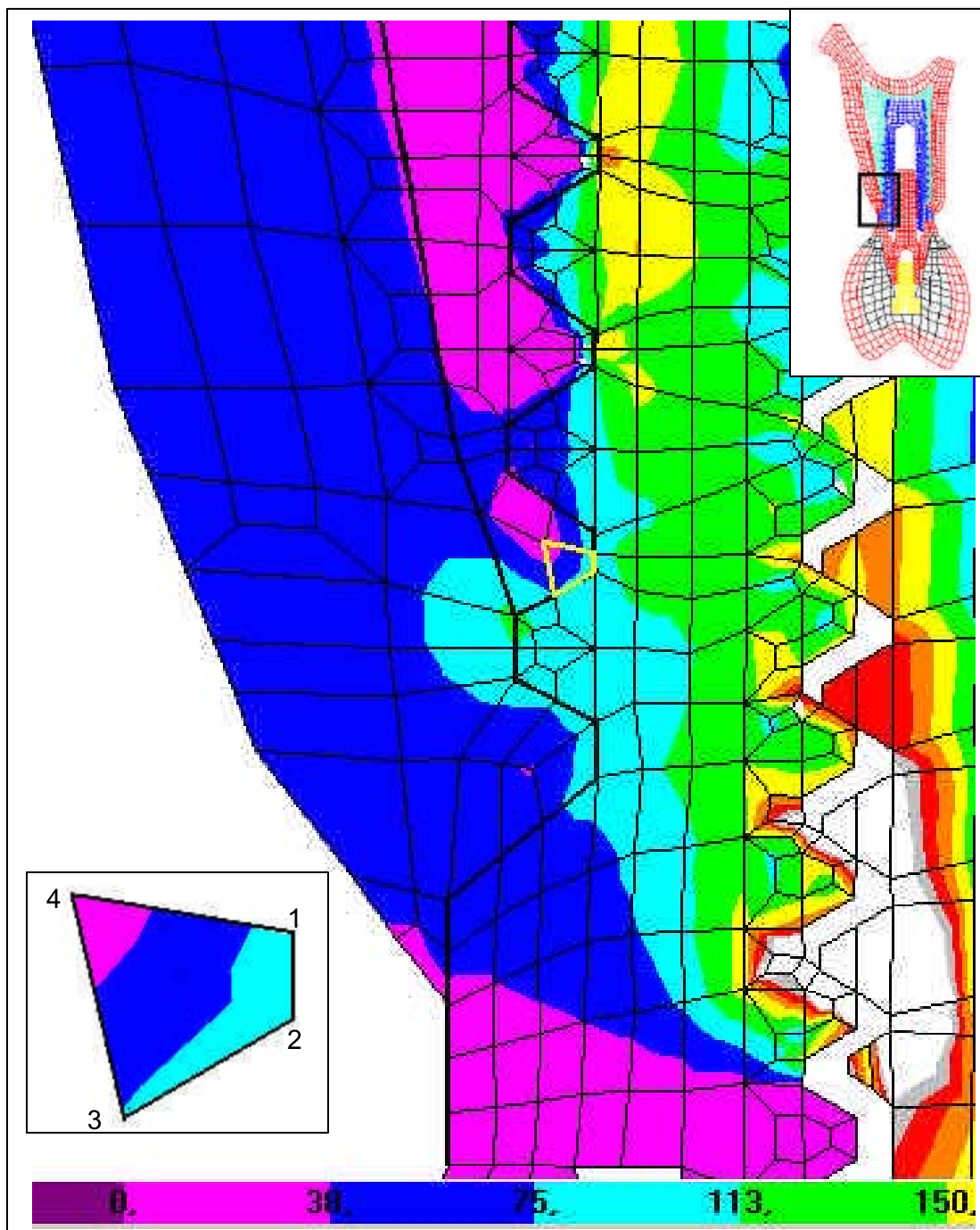


Figura 9: Tensões de Von Missses (MPa) na região E do modelo 4. O elemento (1774) em destaque foi investigado em seus 4 nós.

Uma tensão de Von Misses máxima de 89,50MPa foi observada em um dos nós do modelo 4 na região E. De forma análoga à região F, tais valores não são alvos de maiores preocupações quando comparados a valores de outras regiões. O que também não isenta a região de processos de reabsorção óssea com origem relacionada à inclusão de outros fatores.

De uma maneira geral, os valores das tensões de Von Misses da região E (osso medular) apresentaram-se superiores aos da região F (osso cortical). O módulo de elasticidade mais elevado do osso cortical deveria levar a uma maior concentração de tensões de Von Misses na região F (HOLMES & LOFTUS, 1997). Entretanto, a maior rigidez não é o único fator responsável pela concentração de tensões. Fatores como proximidade com arestas e regiões de interface entre materiais também contribuem para um aumento das tensões e estão intimamente relacionados ao elemento examinado na região E (Figuras 8 e 9).

Ainda no lado palatino, foram investigados 4 pontos no elemento 1845, localizado na região D – osso medular próximo ao ápice do implante (Figura 10). Há um predomínio de tensões de tração no sentido vertical e de compressão no sentido horizontal, o que se mostra coerente com a tendência de rotação do implante, neste caso no sentido anti-horário, proposta por RANGERT (1997) (Figura 5).

As tensões de Von Misses também foram analisadas nos cinco modelos, sendo encontrada uma tensão média de 19,85MPa no modelo 0. O modelo 1 apresentou tensão média de 22,37MPa, evidenciando um acréscimo de 12,68%. Para o modelo 2, foi observada uma tensão média de 25,15MPa, o que significou um aumento de 26,68% na tensão média em relação ao modelo 0. Observaram-se ainda tensões médias de 27,82MPa para o modelo 3 e 30,31MPa para o modelo 4 o que representa um aumento de 40,15% e 52,68% respectivamente em relação ao modelo 0 (Tabela 2).

Um padrão homogêneo de crescimento das tensões de Von Misses médias também foi observado para a região D (Gráfico 1), estando a taxa de crescimento em torno de 13% para cada milímetro de desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante. O coeficiente angular da regressão linear confirma o aumento das tensões: 2,637MPa/mm.

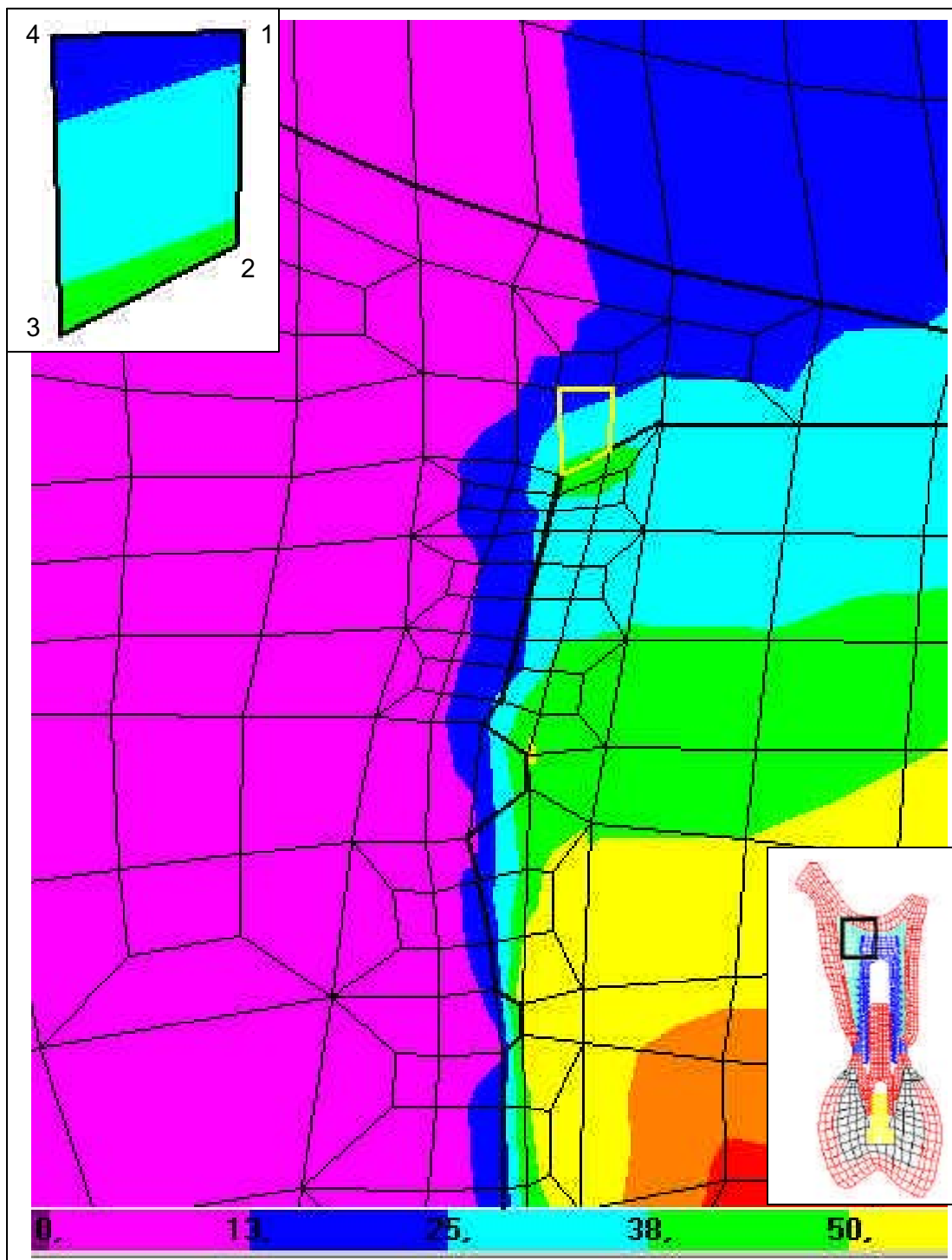


Figura 10: Tensões de Von Missses (MPa) na região D do modelo4. O elemento (1845) em destaque foi investigado em seus 4 nós.

A maior tensão de Von Misses desta região, 41,31MPa, foi observada no modelo 4 (Figura 10). De uma maneira geral, a região não concentra grandes intensidades de tensões de Von Misses, o que, em conjunto com a ausência de relatos de reabsorções ósseas em regiões adjacentes ao ápice de implantes em vários estudos clínicos (VAN STEENBERGHE et al., 1990; NAERT et al, 1992; ZARB & SCHMITT, 1993; JEMT & LEKHOLM, 1993), nos leva a crer em um equilíbrio entre formação e reabsorção óssea na região, ou até mesmo em um estímulo de formação óssea em determinados períodos da osseointegração.

Alguns autores relataram uma maior concentração de tensões no ápice e no pescoço de implantes quando os mesmos eram submetidos a forças axiais (RIEGER; et al., 1990; SIEGELE & SOLTÉSZ, 1989). No presente estudo, as tensões máximas encontradas no ápice estão abaixo da média encontrada em todas as outras regiões. Isso pode ser explicado pela direção oblíqua da força oclusal aplicada. Além disso, também contribuem para a baixa concentração de tensões na região D, a sua localização oposta à força oblíqua aplicada, e a ausência de uma bicorticalização, que colocaria o ápice do implante em contato com um material de maior módulo de elasticidade (osso cortical), tendendo a uma maior concentração de tensões.

No lado vestibular, a região C, localizada em osso medular próximo ao ápice do implante, foi examinada em quatro pontos (nós) do elemento 1694 (Figura 11). Observou-se um predomínio de tensões de compressão no sentido vertical e de tensões de tração no sentido horizontal. Tais dados estão de acordo com a tendência de rotação do implante no sentido anti-horário (Figura 5) (RANGERT, 1997).

O modelo 0 apresentou tensões de Von Misses médias de 32,92MPa. No modelo 1, uma tensão média de 36,11MPa foi observada, perfazendo um acréscimo de 9,68%. O modelo 2 apresentou tensão média de 39,15MPa, o que significou um incremento de 18,93% em relação ao modelo 0. Uma tensão média de 42,24MPa foi verificada no modelo 3, o que representou um aumento de 28,31% na tensão média em relação ao modelo 0. O modelo 4 apresentou tensão média de 45,25MPa, o que significou um acréscimo de 37,44% em relação ao modelo 0 (Tabela 2).

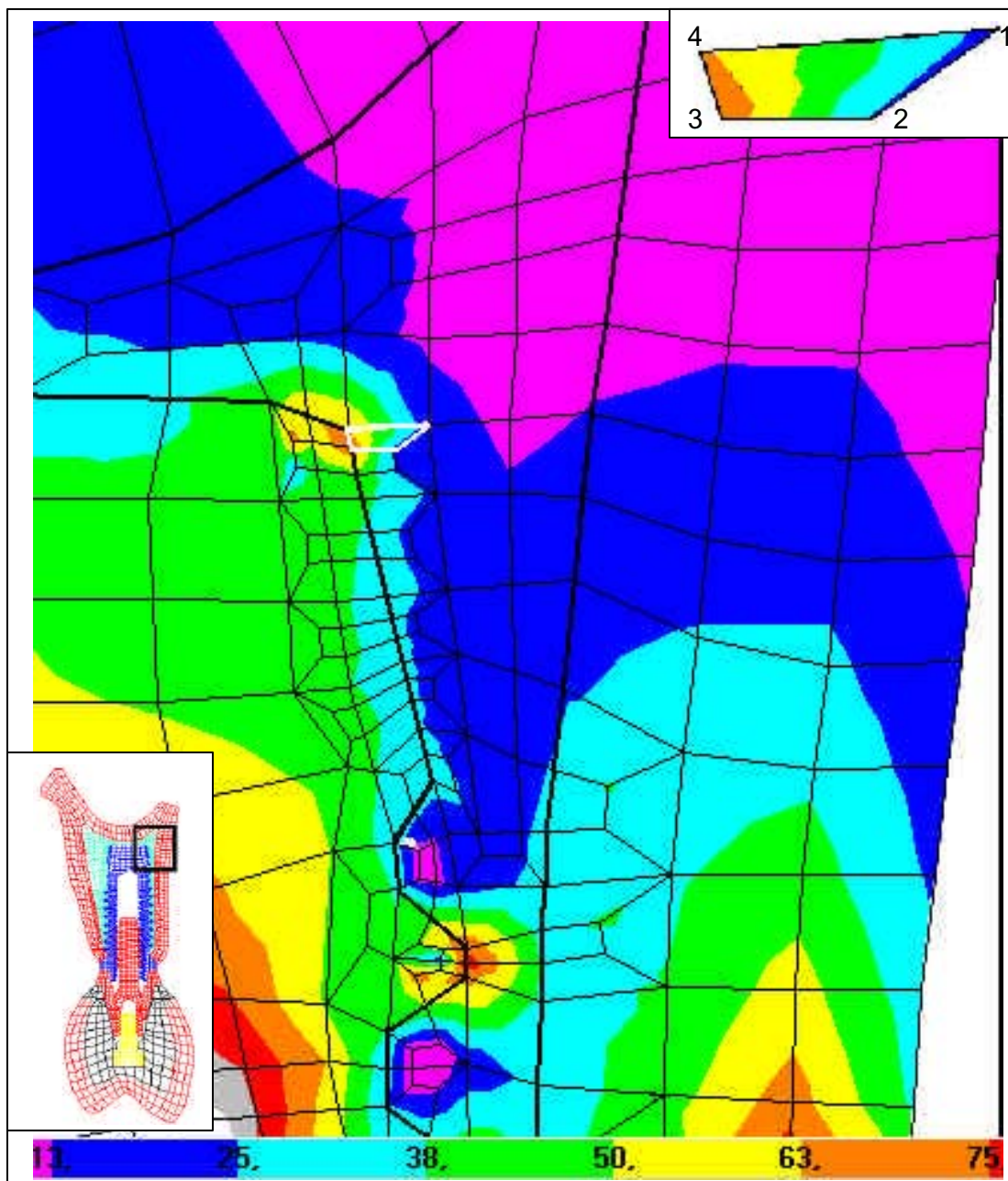


Figura 11: Tensões de Von Misses (MPa) na região C do modelo 4. O elemento (1845) em destaque foi investigado em seus 4 nós.

Novamente um padrão de crescimento homogêneo foi observado, tendo acréscimos em torno de 9,4%. Isto se evidencia na regressão linear traçada para esta região (Gráfico 1), cuja relação de proximidade entre as tensões médias e a reta é confirmada pelo valor de $r^2(0,9999)$. O coeficiente angular da regressão linear (3,079MPa/mm) confirma taxa de crescimento das tensões citada acima.

A tensão de Von Misses máxima, 71,12MPa, foi encontrada no modelo 4. O aumento de 72,16% em relação à tensão máxima encontrada na região D pode ser explicado pela localização da região C no mesmo lado da aplicação da força oclusal (Figura 11).

De forma semelhante à região D, levando em consideração as tensões encontradas e os estudos clínicos e em animais (VAN STEENBERGHE et al., 1990; NAERT et al, 1992; ZARB & SCHMITT, 1993; JEMT & LEKHOLM, 1993; HOSHAW et al, 1994; ISIDOR, 1996; DUYCK et al., 2001), pode-se supor um equilíbrio entre formação e reabsorção óssea, ou até mesmo um estímulo à neoformação óssea (RIEGER et al, 1990-b).

A região B, osso medular vestibular próximo ao pescoço do implante, foi examinada em quatro pontos do elemento 1524 (Figura 12). Tensões compressivas foram examinadas tanto no sentido horizontal quanto vertical, estando em maior intensidade no segundo caso (Tabelas 2 e 3 e gráficos 2 e 3). A aplicação de uma força oclusal oblíqua na vertente triturante da cúspide vestibular tende a girar o implante no sentido anti-horário e deslocar a plataforma do implante no sentido apical e vestibular (RANGERT, 1997). Tal tendência de movimento é inibida pelo contato entre implante e osso, onde são geradas tensões de compressão em ambos os sentidos (Figura 5).

Foi observada uma tensão de Von Misses média de 126,60MPa no modelo 0. A tensão média de 140MPa no modelo 1 é resultado de um aumento de 10,97%. O modelo 2, com um incremento de 22,46% nas tensões em relação ao modelo 0, apresentou tensão média de 155,03MPa. Foram ainda observadas tensões médias de 167,24MPa no modelo 3 e 181,11MPa no modelo 4, o que representa crescimentos das tensões de 32,10% e 43,06% respectivamente (Tabela 2).

Nesta região também foi observada uma regularidade no aumento das tensões a cada milímetro de deslocamento entre coroa e implante, o que pode ser observado na regressão linear traçada para a região no gráfico 1 ($r^2=0,9994$). O aumento das tensões de Von Misses médias observado é de aproximadamente

10,7% da tensão média do modelo 0, ou 13,577MPa/mm, conforme coeficiente angular da regressão linear.

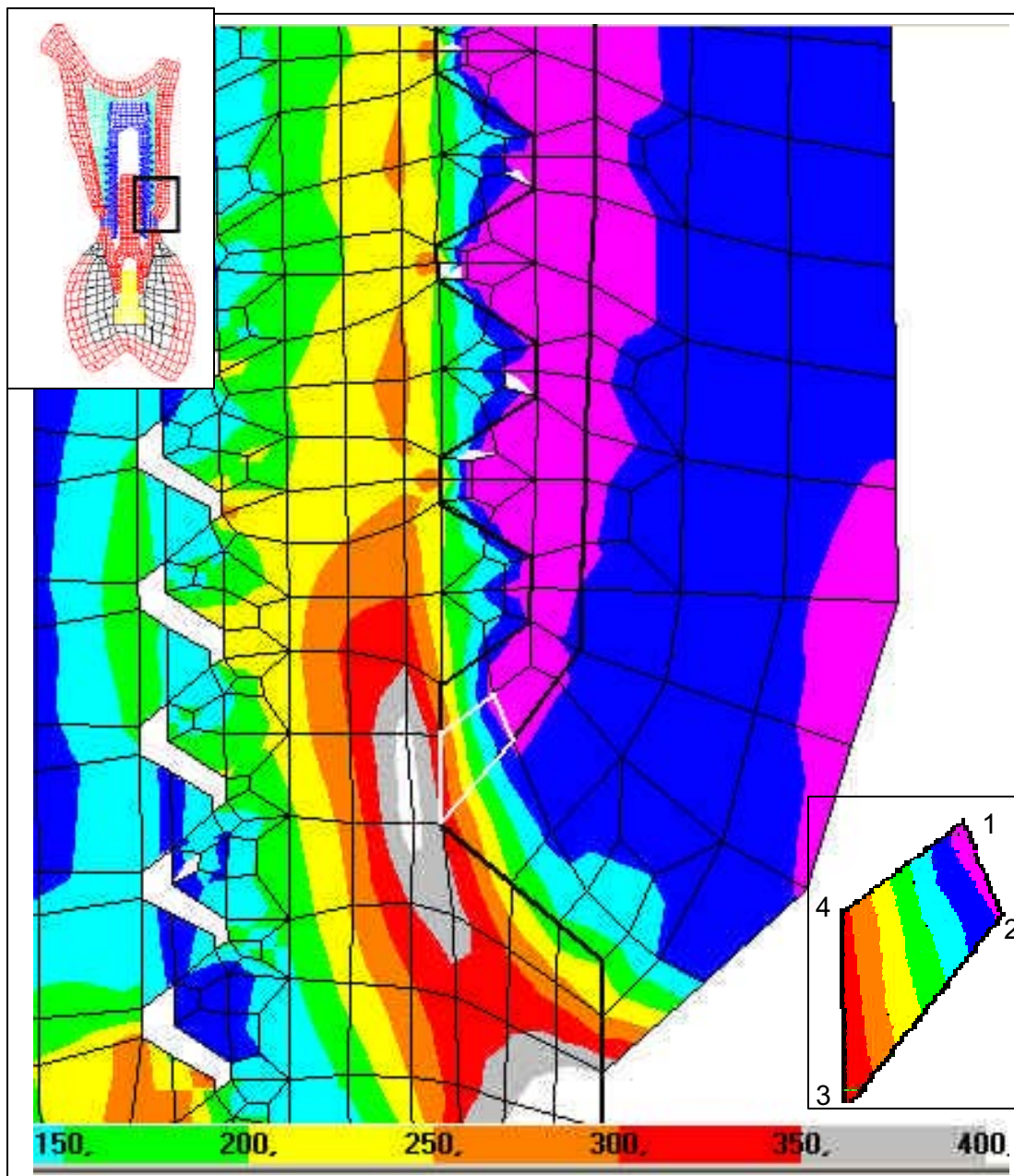


Figura 12: Tensões de Von Misses (MPa) na região B do modelo 4. O elemento (1524) em destaque foi investigado em seus 4 nós.

A maior tensão de Von Mises desta região, 344,16MPa foi observada no modelo 4 (Figura 12). De um modo geral, os valores observados nesta região evidenciam uma grande tendência ao acúmulo de tensões, o que torna o osso medular vestibular próximo ao pescoço do implante uma região de risco em situações biomecanicamente desfavoráveis como as impostas nestas simulações. Tal afirmação é reforçada por estudos de acompanhamento clínico relatando processos de reabsorção óssea em torno dos implantes (VAN STEENBERGHE et al.,1990; NAERT et al, 1992; ZARB & SCHMITT, 1993; JEMT & LEKHOLM, 1993.), além de estudos em animais em que processos de reabsorção óssea cervical foram observados ao redor do pescoço de implantes submetidos a sobrecargas (HOSHAW et al, 1994; ISIDOR, 1996; DUYCK et al., 2001.).

A região A foi examinada em quatro pontos do elemento 2084, que corresponde à porção mais cervical do osso cortical vestibular (Figura 13). Tensões compressivas foram observadas ao longo de todo o elemento, tanto na direção vertical quanto horizontal, acompanhando a mesma tendência relatada para a região B, havendo, no entanto, uma maior exacerbação das tensões em decorrência da posição mais cervical do elemento examinado, bem como do maior módulo de elasticidade observado na região A – osso cortical (HOLMES & LOFTUS, 1997; MEYER et al, 2001).

Uma tensão de Von Mises média de 148,91MPa foi observada no modelo 0. O modelo 1 apresentou tensão média de 164,75MPa após um aumento de 10,64%. Foram ainda observadas tensões médias de 180,79MPa no modelo 2, 194,39MPa no modelo 3 e 208,59MPa no modelo 4, o que representa aumentos de 21,41%, 30,55% e 40,08% respectivamente (Tabela 2).

A mesma regularidade encontrada nas demais regiões pode ser observada na região A, havendo incrementos em torno de 10%. Embora esta variação proporcional seja inferior às observadas nas demais regiões, o coeficiente angular de 14,9MPa/mm observado na regressão linear($r^2=0,9987$) revela um aumento das tensões de Von Mises significativamente maior que os observados nas regiões F, E, D e C. Fato semelhante ocorre com a região B, que apresenta variação proporcional de 10,7% e coeficiente angular de 13,577MPa/mm.

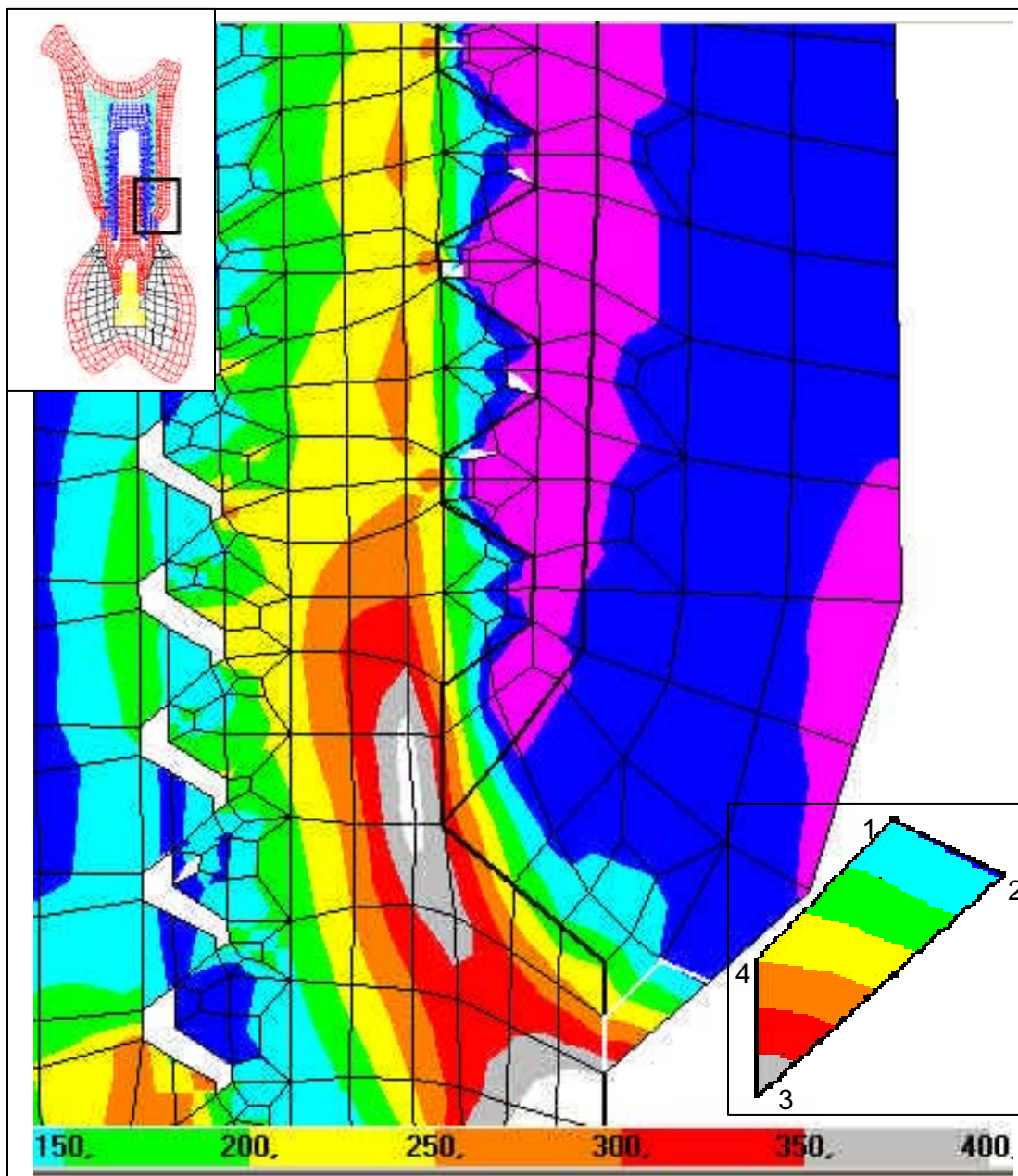


Figura 13: Tensões de Von Misses (MPa) na região A do modelo 4. O elemento (2084) em destaque foi investigado em seus 4 nós.

Portanto, não só os altos valores iniciais das tensões de Von Mises (modelo 0) como também a taxa numérica de crescimento credenciam as regiões A e B a um maior risco biomecânico, à medida em que, quando submetidas a situações adversas, deverão alcançar o limite de resistência do osso mais cedo.

A maior concentração de tensões em tecido ósseo de todo o estudo foi encontrado na região A (modelo 4), 390,43MPa (Figura 13). Isto evidencia a maior susceptibilidade desta região, em conjunto com a região B, aos efeitos de sobrecargas. Tal evidência é confirmada por experimentos realizados em animais, que demonstraram radiográfica e histologicamente a ocorrência de processos de reabsorção óssea cervical em torno de implantes submetidos a sobrecargas (HOSHAW et al, 1994; ISIDOR, 1996; DUYCK et al., 2001.). Observações radiográficas de reabsorções ósseas cervicais em estudos de acompanhamento clínico também apóiam esta evidência (VAN STEENBERGHE et al.,1990; NAERT et al, 1992; ZARB & SCHMITT, 1993; JEMT & LEKHOLM, 1993.).

O modo pelo qual sobrecargas induzem reabsorções ósseas ao redor de implantes osseointegrados ainda não está completamente esclarecido. Uma hipótese coerente foi levantada por BRUNSKI et al (2000) com base em pesquisas sobre osteoporose. Sobrecargas oclusais induziriam microfraturas no osso adjacente a implantes. O processo normal para a regeneração óssea envolve a ativação de osteoclastos, que realizam reabsorção mineral na região afetada, e ativação de osteoblastos, que realizam a recomposição do tecido ósseo. Seguindo-se esse processo para a regeneração das microfraturas, uma maior porosidade seria induzida ao osso pelos osteoclastos. Com a continuidade de sobrecargas no osso já danificado e em processo de remodelação, mais microfraturas poderiam ocorrer no osso circunvizinho, estabelecendo assim um processo de retroalimentação positiva.

Outras teorias baseadas em uma capacidade sensitiva do osso também foram adaptadas à interface implante-osso. De um modo geral, especula-se a existência de valores ótimos de tensões para os quais existe um equilíbrio entre reabsorção e deposição óssea. Tensões acima destes valores provocam excessiva deposição óssea. Tensões menores provocam diminuição da densidade óssea. Existem ainda limites máximos de tensões que, quando ultrapassados, provocam destruição óssea por reabsorção patológica (RIEGER, 1990-b, ENGLISH, 1993; HOSHAW et al., 1994; BRUNSKI, 2000).

Clinicamente, a reabsorção óssea cervical desencadeada por sobrecargas diminui o suporte ósseo do implante (resistência) e aumenta a altura da coroa (braço de alavanca), o que resulta em um novo aumento das tensões na interface e aumento do ritmo de reabsorção. A continuidade de tal processo pode levar à perda de osseointegração (ISIDOR, 1996), ou à fratura do implante, geralmente após a exposição de sua porção mais frágil a um maior momento de força (BALSHI, 1996; Rangert et al. 1995; NAERT, 1992; MORGAN, 1993).

Independente da teoria utilizada na tentativa de explicar os processos que levam à reabsorção óssea induzida por sobrecargas, uma questão fundamental permanece: qual a quantidade de tensão ou deformação necessária para desencadear o processo de reabsorção?

O desconhecimento deste “gatilho” impossibilita uma previsão exata da quantidade de desalinhamento entre coroa e implante aceitável em próteses parciais. Entretanto, os dados obtidos neste estudo evidenciam um aumento acima de 10% das tensões no tecido ósseo para cada milímetro de desalinhamento entre coroa e implante, o que provavelmente coloca este “gatilho” dentro dos limites estabelecidos entre os modelos 0 e 4.

WEINBERG & KRUGER (1995) compararam, através de cálculos vetoriais, o efeito do desalinhamento entre coroa e implante a outros fatores como inclinação cuspídea, inclinação do implante e altura da coroa. Um aumento de 15% no momento de força foi previsto para cada milímetro de desalinhamento entre coroa e implante. Ainda que os dados obtidos neste estudo sejam utilizados para efeito de comparação com os outros fatores, o desalinhamento entre coroa e implante apresenta maior influência que a angulação de implantes e altura das coroas, sendo inferior apenas à inclinação de cúspides.

Levando-se em consideração que a inclinação de cúspides é um fator reversível, definido apenas na confecção da prótese, podemos atribuir ao desalinhamento entre coroa e implante um maior valor estratégico, por se tratar de um fator irreversível após a instalação do implante, podendo apenas ter seus efeitos diminuídos por procedimentos paliativos como diminuição da inclinação das cúspides e utilização de mordidas cruzadas, o que certamente compromete a satisfação do paciente (WEINBERG & KRUGER, 1995; ENGELMAN, 1996).

Os casos mais comuns de desalinhamento entre coroa e implante são observados em maxilas acometidas por processos de reabsorção parcial do rebordo

alveolar em que ainda há espessura suficiente para a instalação de implantes, porém, em posição palatinizada. Como a posição da coroa é definida pelo dente antagonista, e não pelo implante, um braço de alavanca é gerado pelo deslocamento vestibular da coroa. A aplicação dos conceitos de planejamento reverso, segundo os quais as posições dos implantes devem ser definidas a partir da posição protética, levariam a um posicionamento biomecanicamente ótimo do implante em rebordos não reabsorvidos pela simples utilização de guias cirúrgicos e radiográficos adequados. Nos casos de rebordos reabsorvidos citados acima, o planejamento reverso demonstraria a necessidade de reconstituição do rebordo alveolar em espessura no sentido de proporcionar uma base óssea em posição adequada para receber implantes alinhados em seus longos eixos à futura prótese.

As dimensões e formas de possíveis próteses e implantes dentro do problema proposto não diferem consideravelmente das utilizadas neste estudo. Assim, os resultados aqui obtidos são referência válida no que tange à ordem de grandeza das tensões e à relação de proporção entre desalinhamento entre coroa e implante e aumento percentual nas tensões. Quando associadas ao conhecimento da resistência mecânica dos materiais e dos mecanismos envolvidos nos processos biológicos de reabsorção óssea ao redor de implantes osseointegrados, tais referências permitirão tomadas de decisões mais precisas em planejamentos clínicos.

Dentro do limite dos conhecimentos disponíveis atualmente, esses resultados ressaltam a importância de se considerar o desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante como fator determinante no planejamento de próteses parciais implanto-suportadas.

É desejável a realização de novos estudos envolvendo o mesmo problema com a inclusão de novas variáveis relacionadas ao implante, tecido ósseo e força oclusal, para que os resultados aqui obtidos sejam refinados em uma maior variedade de situações clínicas.

Outros fatores biomecânicos relevantes como a altura da coroa e inclinação de implantes, poderão ser comparados ao objeto desse estudo se investigados de acordo com a mesma metodologia.

7. CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos através da metodologia utilizada nesse trabalho, pode-se concluir que:

7.1. As maiores concentrações e intensidades de tensões no tecido ósseo foram observadas no osso cortical vestibular adjacente ao pescoço do implante em todos os modelos.

7.2. O desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante causa um aumento das tensões de Von Mises na interface implante/osso e no tecido ósseo circundante a implantes osseointegrados.

7.3. O aumento das tensões de Von Mises observado em desalinhamentos entre 0 e 4 milímetros obedece a um padrão linear.

7.4. Cada milímetro de desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante resulta em um aumento em torno de 10% nas tensões de Von Mises no tecido ósseo circundante ao implante.

7.5. O desalinhamento vestibulo-lingual entre coroa e implante tem influência significativa na distribuição e intensidade de tensões no osso circundante a implantes osseointegrados e, portanto, deve ser considerado no planejamento cirúrgico-protético de implantes osseointegrados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABU-HAMMAD, O. A. HARRISON, A. WILLIAMS, D The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 15, n. 4, p. 559 – 564, 2000.
- AKÇA, K., IPLIKÇIOĞLU, H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism part II: 3-D finite element stress analysis. Implant Dentistry, v. 10, n. 4, p. 238 – 245, 2001.
- BAIAMONTE et al. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. Journal of Oral Implantology, v. 22, n. 2, p. 104 – 110, 1996.
- BALSHI, T. J. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 11, n. 5, p. 660-666, 1996.
- BATHE, K. J. Finite element procedure. Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1996. 1037p.
- BEER, F. P., JOHNSTON, E. R. J. Mecânica vetorial para engenheiros. 3. ed. São Paulo: McGraw-Hill do Brasil, 1980. 460 p.
- BIDEZ, M. W., MISCH, C. E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. Journal of Oral Implantology, v. 18, n. 3, p. 264-274, 1992.
- BINON, P. et al. The role of screws in implant systems. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 9, supplement, p. 48-59, 1994.

- BRANEMARK, P-I. et al. Tissue-integrated prostheses. 3 ed. Chicago, Quintessence Books, 1989.
- BRUNSKI, J. B. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 3, n. 2, p. 85– 97, 1988.
- BRUNSKI, J. B. PULEO, D. A. NANCI, A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 15, n. 1, p. 15 – 46, 2000.
- CANAY, S. et al. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. Quintessence International, v. 27, n. 9, p. 591 – 598, 1996.
- CARR, et al. Effects of fabrication, finishing, and polishing procedures on preload in prostheses using conventional gold and plastic cylinders. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 11, n. 5, p. 589 – 598, 1996.
- CAWOOD, J. I., HOWELL, R. A. A classification of the edentulous jaws. Int. J. Oral Maxillofac. Surgery, v. 17, p. 232 – 236, 1988.
- CIFTCI, Y. CANAY, S. The effect of veneering materials on stress distribution in implant-supported fixed prosthetic restorations. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 15, n. 4, p. 571 – 582, 2000.
- COOK, S.D., KLAWITTER, J. J., WEINSTEIN, A. M. The influence of implant geometry on stress distribution around dental implants. Journal of Biomedical Materials Research, v. 16, n. 4, p. 369-379, 1982.
- DAVIS, D. M., RIMROTT, R., ZARB, G. A. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: part 2. The effect of adding acrylic resin or porcelain to form the occlusal superstructure. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 3, n.4, p. 275-280, 1988.

- DUYCK et al. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Cli. Oral Impl. Res., v. 12, n. 3, p. 207 – 218, 2001.
- ENGELMAN, M. J. Clinical decision making and treatment planning in osseointegration. Chicago: quintessence books, 1996.219p.
- ENGLISH, C. E. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implantes. Implant Dentistry, v. 2, n. 4, p. 221-242, 1993.
- GENG, J. P. TAN, K. B. C. LIU, G. R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 6, p. 585 – 598, 2001.
- GRATTON, D. G. et al. Micromotion and dynamic fatigue properties of dental implant-abutment interface. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 1, p. 47 – 52, 2001.
- GUNNE, J., JEMT, T., LINDÉN, B. Implant treatment in partially edentulous patient: a report on prostheses after 3 years. Int. J. Prosthodont., v. 7, n. 2, p. 143 – 148, 1994.
- HARALDSON, T., CARLSSON, G. E. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. Scand. J. Dent. Res., v. 85, n. 3, p. 200 – 208, 1977.
- HOLMES, D. C. LOFTUS, J. T. Influence of bone quaity on stress distribution for endosseous implants. Journal of Oral Implantology, v. 23, n. 3, p. 104 – 111, 1997.
- HOLMGREN et al. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis: A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. Journal of Oral Implantology, v. 24, n. 2, p. 80 – 88, 1998.

- HORIUCHI, M. et al. Pilot-hole preparation for proper implant positioning and the enhancement of bone formation. Journal of Oral Implantology, v. 21, n. 4, p. 318 – 324, 1995.
- HOSHAW, S. J. BRUNSKI, J. B. COCHRAN, G. V. B. Mechanical Loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 9, n. 3, p. 345 – 360, 1994.
- HOYER, S. A. et al. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 85, n. 6, p. 599– 607, 2001.
- ISIDOR, F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants: a clinical and radiographic study in monkeys. Clinical Oral Implants Research, v. 7, n. 2, p. 143 – 152, 1996.
- JEMT, T., LEKHOLM, U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 8, n.6, p. 635-640, 1993.
- KORIOTH, T. W. P. JOHANN, A. R. Influence of mandibular superstructure shape on implant stresses during simulated posterior biting. The journal of Prosthetic Dentistry, v. 82, n. 1, p. 67– 72, 1999.
- KREGZDE, M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using Three-dimensional finite element analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 8, n. 6, p. 662-673, 1993.
- LUM, L. B., OSIER, J. F. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics – part one: horizontal loading. Journal of Implantology, v.18, n.4, p.343–348, 1992.

- LUM, L. B., OSIER, J. F. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics –part two: axial loading. Journal of Implantology, v.18, n.4, p.349–353, 1992.
- MEIJER, H. J. A. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. The journal of Prosthetic Dentistry, v. 68, n. 1, p. 96– 102, 1992.
- MENICUCCI, G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 13, n. 3, p. 369 – 376, 1998.
- MERZ, B. R. HUNENBART, S. BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: Na 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 15, n. 4, p. 519– 526, 2000.
- MEYER et al. Bone loading pattern around implants in average and trophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery, v. 29, n. 2, p. 100– 105, 2001.
- MORGAN, J. M. JAMES, D. F. PILLIAR, R. M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 8, n. 4, p. 409 – 414, 1993.
- MURPHY, W. M. WILLIAMS, K. R. GREGORY, M. C. Stress in bone adjacent to dental implants. Journal of Oral Rehabilitation, v. 22, p. 897 – 903, 1995.
- NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. J. prosthet. Dent., v. 67, n. 2, p. 236 - 245, 1992.
- PICOSSE, M. Anatomia dentária. 4. ed. São Paulo: Sarvier editora, 1990. 216p.

- RANGERT, B. Practical guidelines based on biomechanical principles. In: PALACCI, P. Optimal implant positioning and soft tissue management for the Branemark system. 1 ed. Marseille: Quintessence books, 1995. p.21 - 33.
- RANGERT, B. et al. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 6, n. 2, p. 177 – 186, 1991.
- RANGERT, B. SULLIVAN, R. Biomechanical principles: preventing prosthetic overload induced by bending. Nobelpharma News, v. 7, n. 3, p. 4 – 5, 1993.
- RANGERT, B., SULLIVAN, R. Learning from History: the transition from full arch to posterior partial restorations. Nobelpharma News, v. 9, n. 2, p. 6-7, 1995.
- RANGERT, B. et al. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 10, n. 3, p. 326-334, 1995.
- RANGERT, B., JEMT, T., JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 4, n. 3, p. 241-247, 1989.
- RANGERT, B. R.; SULLIVAN, R. M. ; JEMT, T. M. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 12, n. 3, p. 360-370, mai-jun, 1997.
- RENOUARD, F., RANGERT, B. Fatores de Risco no Tratamento com Implantes – Evolução Clínica e Conduta. 1ed. São Paulo: Quintessence editora, 2001, 176p.
- RICHTER, E. J. In vivo horizontal bending moments on implants. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 13, n. 2, p. 232 – 244, 1998.
- RIEGER, M. R. et al. Bone stress distribution for three endosseous implants. Journal of Prosthetic Dentistry, v. 61, n. 2, p. 223 – 8, 1989.

- RIEGER, M. R. ADAMS, W. K. KINZEL, G. L. A finite element survey of eleven endosseous implants. Journal of Prosthetic Dentistry, v. 63, n. 4, p. 457 – 465, 1990.
- RIEGER, M. R. MAYBERRY, M. BROSE, M. O. Finite element analysis of six endosseous implants. Journal of Prosthetic Dentistry, v. 63, n. 6, p. 671-6, 1990.
- SAKAGUCHI, R. L., BORGENSEN, S. E. Nonlinear finite element analysis of dental implant components. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993.
- SAKAGUCHI, R. L. BORGENSEN, S. E. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 10, n. 3, p. 295 – 302, 1995.
- SENDYK, C. L. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados – análise não-linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética. 1998. 129f. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.
- SHILLINGBURG, H. T., HOBBS, S., WHITSETT, L. D. Fundamentos de prótese fixa. São Paulo: Editora Santos, 1986. 340p.
- SIEGELE, D., SOLTÉSZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 4, p. 333-340, 1989.
- SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 49, n. 6, p. 843 – 848, 1983.
- STEVENSON, W. J. Estatística aplicada à administração. São Paulo:Harper & row do Brasil, 1981. 495p.
- VAN ROSSEN et al. Stress-absorbing elements in dental implants. The Journal of Prosthetic Dentistry, v. 64, n. 2, p. 198 – 205, 1990.

- VAN STEENBERGHE et al. The applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 5, n. 3, p. 272-281, 1990.
- WEINBERG, L. A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v. 8, n. 1, p. 19– 31, 1993.
- WEINBERG, L. A. KRUGER, B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. The International Journal of Prosthodontics, v. 8, n. 5, p. 421 – 433, 1995.
- WEINBERG, L. A. Reduction of implant loading with therapeutic biomechanics. Implant Dentistry, v. 7, n. 4, p. 277 – 285, 1998.
- WILLIAMS, K.R. ET AL. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. Quintessence International, v. 21, n. 7, p. 563 – 570, 1990.
- ZARB, G. A. , SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. Int. journal of prosthodontics, v. 6, n. 2, p. 189-196, 1993.