

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DOIS SISTEMAS DE IMPLANTES
OSSEOINTEGRADOS COM CONEXÃO INTERNA:
AVALIAÇÃO PELO MÉTODO DE ELEMENTO FINITO**

SERGIO EDUARDO TRICTA QUARESMA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro, para obtenção do título de *Mestre, pelo curso de Pós-Graduação em Odontologia.*

Área de concentração: Implantodontia

Orientador: Prof.dr.Cláudio Luiz Sendyk

São Paulo

2003

B. 8012 2374
Class. U617.69
Cutter Q26d
Patri nº 2805
Tipo entrada UOACAO
Nota Fiscal
Data rec. 23/10/03
Preço
Origem Hospital An
Implantodontia

**Ficha Catalográfica elaborada pela
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

Q26d Quaresma, Sergio Eduardo Tricta
Distribuição de tensões em dois sistemas de implantes
Osseointegrados com conexão interna: avaliação pelo método
de elemento finito / Sergio Eduardo Tricta Quaresma.
Orientação do Prof. Dr. Claudio Luiz Sendyk. -- São Paulo:
2003.
94 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da Universidade de
Santo Amaro.

1. Implantes Dentários 2. Resistência a Tração
3. Elasticidade 4. Remodelação Óssea I. Título

Autor : Sergio Eduardo Tricta Quaresma

Título : Distribuição de tensões em dois sistemas de implantes osseointegrados com conexão interna : avaliação pelo método de elemento finito.

UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO - SÃO PAULO

Banca Examinadora

Prof. Dr. Mauro Nóbilo

Professor Associado do departamento de prótese dentária e periodontia da faculdade de Odontologia da Universidade de Campinas – Campus de Piracicaba

Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamae

Doutor em prótese dentária – Faculdade de Odontologia- Universidade de São Paulo

Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

Doutor em Odontologia – Faculdade de Odontologia- Universidade de São Paulo

JULGAMENTO : aprovado

NOTA : 10 (dez)

DATA : 02 de junho de 2003

À FÁTIMA, minha colega e amiga.

Mãe das minhas riquezas, meu grande amor...

Por toda a paciência e compreensão nos
momentos de ausência .

À ANA PAULA e ARTHUR, nossos filhos,
nosso grande orgulho. Que Deus ilumine
seus caminhos e tenham saúde e sucesso.

Dedico este trabalho

Ao ARMANDO, meu pai , meu colega e principalmente meu grande AMIGO , aquele que mais me motivou para que isso tudo fosse possível. É muito bom podermos juntos vivenciar este momento...

À THEREZA, minha mãe, maior exemplo de bondade. Como o mundo seria mais bonito e justo, se todos fossem iguais a ela....

Às minhas irmãs, DÉBORA e TÂNIA, pelo amor e amizade eternos.

Aos meus sogros, ANTÔNIO e VENERANDA, pelo amor e carinho com que fui acolhido.

Ao meu orientador o Prof. dr. Cláudio Luiz Sendyk, que soube, graças a sua personalidade, ensinar-nos durante este curso o verdadeiro significado da palavra MESTRE e de podermos possuir esse título. Por sua dedicação, empenho e pela humildade com que ofertou ajuda para o desenvolvimento deste trabalho, minha eterna gratidão !

Ao Prof. dr. Wilson Roberto Sendyk, pela confiança depositada em minha evolução profissional, pelo apoio, incentivo e acolhida . Muito obrigado !

AGRADECIMENTOS

Ao pró-reitor acadêmico da Universidade de Santo Amaro, Prof.dr. José Douglas Dallora, nosso primeiro professor nesta casa, pela dedicação com que vem executando seu trabalho em prol da qualidade de ensino da UNISA.

Ao Prof. dr. Plínio Húngaro, pela colaboração inestimável, pelo apoio e total dedicação.

Ao Prof. dr. Alfredo Gromatzky, pelo incentivo durante o decorrer do curso.

Ao Professor e amigo Vicente Alves, pela dedicação e competência.

Aos colegas do Mestrado de Odontologia, pelos bons momentos que passamos.

Ao meu cunhado Agnaldo Rodrigues pela sempre competente colaboração.

A sra. Patrícia Scolletta e todos os funcionários da empresa Dentsply ,no Brasil e na Alemanha, pelo apoio a este trabalho.

Ao sr. Wagner Tadashi Akamine e à empresa Conexão, pela grande eficiência nos serviços prestados.

Ao sr. Arnaldo Pedrosa da Silva, do departamento de Dentística da USP , pelo apoio .

Ao sr. Elias Rosa da Ero Prótese, pelo apoio constante à pesquisa.

Aos engenheiros Seiziro Hirai e John Hough da MSC/Software corporation, por todo apoio e compreensão no desenrolar deste estudo.

Às secretárias Sabrina e Elaine do cursos de pós-graduação, pela atenção constante com que nos atenderam.

RESUMO

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM DOIS SISTEMAS DE IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS COM CONEXÃO INTERNA: AVALIAÇÃO PELO MÉTODO DE ELEMENTO FINITO

O uso do método de elementos finitos para analisar implantes osseointegrados tem crescido nos últimos anos, por mostrar-se altamente confiável e trazer resultados que condizem com a realidade clínica.

Este estudo avalia por meio deste método a distribuição de tensões em dois sistemas de implantes que possuem elementos de conexão interna entre o pilar e o implante. A comparação inicia-se desde a coroa, o pilar e o implante, até atingir o tecido ósseo circunvizinho.

Os sistemas escolhidos são: o primeiro, com hexágono interno e parafuso de fixação para o pilar, sendo o implante cônico escalonado e rosqueável (Frialit- 2®). O segundo, um implante cônico e rosqueável, com encaixe interno do tipo cônico e pilar de corpo único, rosqueado diretamente no implante (Ankylos®).

Sobre ambos foram confeccionadas coroas com as mesmas dimensões e submetidas à mesma situação óssea, já que se utilizou uma mesma imagem tomográfica de mandíbula posterior para realizar as simulações.

As tensões analisadas foram geradas a partir de uma carga de 100N, dividida em 2 pontos com 50N, e aplicadas na cúspide vestibular desse molar. Os resultados mostraram concentrações maiores de tensões junto ao pescoço do implante de encaixe cônico e junto à interface osso-implante na região cortical do sistema com hexágono interno.

ABSTRACT

STRESS DISTRIBUTION IN TWO SYSTEMS OF DENTAL IMPLANTS WITH INTERNAL ABUTMENT CONNECTION: AN EVALUATION USING FINITE ELEMENT ANALYSES.

Finite Element Analyses (FEA) has been largely used in the last years ,in the study of osseointegrated implants.It has been proven to be a precise and reliable method for evaluating these fixtures and results appear to be suitable with clinical situations.

This study uses FEA to evaluate stress distribution in two dental implant systems built with internal abutment connections. The analyses begin in the crown region , through the implant-abutment joint ,going downward to the implant and to the adjacent bone.

The chosen systems were Frialit 2 ® (Friadent / Dentsply - Germany) with a threaded stepped cylindrical body shape,which has got an internal hexagon for its two-piece abutment , and Ankylos®, (Degussa / Dentsply - Germany) a threaded conical shape with an one-piece abutment.

Crowns were built with the exact same shape and size. The same bone model was used ,since it was taken from the same tomographic image, from the posterior mandible.

To perform the study, a 100N load was used, divided in two loads of 50N applied in two different points of the buccal cusp of the mandibular molar.The results showed high stress values close to the neck of the one-piece abutment system and close to the bone-implant interface of the internal hexagon system.

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 – Propriedades mecânicas dos materiais que compõem os modelos	53
Tabela 4.2 – Tabela de transformação de unidades de medidas	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

kg	Quilograma
mm	Milímetros
COJ 1	Conjunto um
COJ 2	Conjunto dois
Liga Ag/Pd	Liga de prata/paládio
MPa	Megapascal
N	Newtons
NASTRAN	<i>Nasa Structural Analysis</i>
N/mm ²	Newtons por milímetro ao quadrado
Pa	Pascal
PATRAN	Fusão de <i>Patches for Nastran</i>
V - L	Sentido vestibulo-lingual
M - D	Sentido méso-distal
Ti	Titânio
Ti (CP)	Titânio comercialmente puro

LISTA DE SÍMBOLOS

®	marca registrada
μE	“micro strain” (unidade de deformação), 10^{-6} mm/mm.
μm	micrômetros
%	por cento

SUMÁRIO

	p.
RESUMO	
LISTA DE TABELAS	
LISTA DE ABREVIATURAS	
LISTA DE SÍMBOLOS	
1 INTRODUÇÃO.....	14
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
3 PROPOSIÇÃO.....	40
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	41
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	63
6 CONCLUSÕES.....	79
REFERÊNCIAS.....	81

1 INTRODUÇÃO

A busca incansável pela reposição de dentes por algo similar, o mais próximo possível do natural, tem sido objetivo da Odontologia por séculos. A descoberta, em 1962, pelo professor Bränemark da afinidade da estrutura óssea com os óxidos de titânio - osseointegração - impulsionou esta ciência para uma nova era em termos de reabilitação bucal.

O alto grau de sucesso dos implantes de Branemärk assegurou à implantodontia uma evolução a largos passos. No início, quando só utilizados na arcada inferior edêntula, Branemärk e colaboradores estabeleceram um "protocolo" no qual, com a utilização de 6 implantes na região intermentoniana, instalava-se uma prótese fixa de 12 elementos, onde as extremidades distais ficariam em balanço.

Amplamente respaldados em pesquisas científicas e com a preservação dos trabalhos executados, os implantes tornaram-se realidade para pacientes edentados parciais.

Com a utilização cada vez maior dos implantes como método seguro e previsível na reposição de elementos dentais, a técnica espalhou-se pelo mundo. A

quantidade de pesquisas para o aprimoramento de seu uso cresceu de forma vertiginosa. O número de empresas que fabricam implantes é cada vez maior e os tipos de desenhos desta *raiz artificial* bem como dos componentes que a conectarão com a coroa protética são bem variados.

Apesar de chamarmos entusiasticamente de raiz artificial , sabemos que no implante osseointegrado não há formação de ligamento periodontal, sendo o mesmo conectado diretamente ao osso, sem mobilidade clinicamente detectável . A carga sofrida pelo sistema coroa-pilar-implante é transmitida diretamente aos tecidos de suporte. Uma sobrecarga no sistema acarretará falhas mecânicas em seus componentes e nas estruturas circunvizinhas que lhes dão suporte.

A literatura já tem demonstrado que danos às estruturas biológicas e a componentes protéticos foram atribuídos a fenômenos biomecânicos , conforme descrevem Rangert *et al.* (1995). Cargas excessivas na interface entre o implante e osso levariam à falência desse sistema, pela perda da osseointegração, portanto, seria muito interessante para a manutenção do sucesso desta técnica, poder quantificar-se as tensões sofridas pelos tecidos de suporte, já que as respostas como, por exemplo, reabsorção óssea frente a altos esforços, seriam previsíveis.

Estudos comparativos em elemento finito podem contribuir para o entendimento do que ocorre, quando o conjunto prótese-implante sofre carga . Suas simulações fornecem resultados mais precisos e mensuráveis que os estudos que utilizaram métodos de fotoelasticidade, conforme mencionam Meijer *et al.*(1993).

Utilizando modelos matemáticos para a reprodução do tecido ósseo, do implante e da prótese, diversos pesquisadores simularam o aparecimento das tensões em todas as regiões de interesse, considerando falhas mecânicas que poderiam ocorrer. Sob essa ótica, têm-se pesquisado com grande intensidade as vantagens e desvantagens dos mais variados sistemas de implantes.

Muito se tem discutido sobre o tipo de conexão entre o implante e seu pilar, parecendo ocorrer preferência pelas conexões de interface interna, as quais seriam mais eficientes (Binon, 2000).

Sistemas de implantes que possuem diferentes morfologias podem alterar a maneira como as cargas devem ser dissipadas no próprio implante e seus tecidos de suporte. Um estudo comparativo entre diferentes sistemas de conexão interna do implante e seu pilar pode acrescentar informações e, quem sabe, auxiliar na escolha ou indicação do sistema que melhor preserve as estruturas biológicas, visando à longevidade da reabilitação protética.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Para melhor compreensão, a revisão da literatura enfocará o método de elemento finito, a evolução dos implantes osseointegrados e a distribuição de cargas e tensões sobre os implantes e o tecido ósseo.

2.1 O método de elemento finito

Um corpo sólido tem como propriedade fundamental a tendência a resistir às mudanças de forma (Merriman, 1964). O autor relata que o corpo sólido resiste para manter sua forma, desenvolvendo uma força interna denominada **esforço**. As forças externas que atuam num corpo podem ser iguais e opostas às forças internas. Quando são aplicadas forças num corpo a fim de alongá-lo, diz-se que o corpo está em tração e o esforço gerado, **esforço de tração**. Quando se procura encurtá-lo, o corpo está em **compressão**. Quando o corpo tende a resistir à ação de duas forças agindo próximas e paralelamente, mas em sentido contrário, temos o **esforço de cisalhamento**. Quando as forças que agem sobre um corpo causam fendas ou

rupturas do material, o esforço máximo é atingido: **resistência limite** ou **carga de ruptura**.

A propriedade pela qual um material tende a retornar à forma primitiva, quando as cargas são removidas, é chamada **elasticidade** e o esforço gerado, quando se atinge a máxima deformação temporária, é denominado **limite de elasticidade**. Quando o este for excedido, o corpo apresentará deformação permanente, após a retirada da carga, o que gera **deformação plástica**. Dentro desse limite elástico, toda deformação é diretamente proporcional ao esforço gerado.

A tensão elástica se relaciona linearmente com a deformação elástica pelo **módulo de elasticidade** ou **módulo de Young** (1773-1829), representado pela letra E , ou seja, módulo de elasticidade em tração ou compressão. Numa força aplicada a um corpo, se o módulo de Young for alto, a deformação do material será pequena.

A capacidade que um corpo tem de resistir à força é denominada **resistência**, à deformação, **rigidez** e ao trabalho, **resiliência**, termo este freqüentemente usado para designar o trabalho que pode ser obtido de um corpo sob solicitação, quando aliviado de sua carga, devido a sua energia potencial. A quantidade de energia armazenada está em proporção direta com a carga e com a deformação decorrente. Materiais com limite de elasticidade elevado são mais resilientes, o que significa que mais energia pode ser armazenada num dado volume (Laganá, 1996).

Todas as definições até agora consideradas contribuíram para o estudo de vários fenômenos biológicos. Os estudos de fotoelasticidade surgiram em 1949,

com Noonan, em análise apenas qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura. Com os estudos de elementos finitos, introduzidos por Huang & Ledley (1969), foi possível analisar estruturas complexas, qualitativa e, principalmente, quantitativamente.

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

O método se baseia na determinação da energia de distorção de um determinado material, isto é, da energia relacionada com mudanças na forma do material (deformação). Assim, um componente estrutural estará em condições de segurança, se o maior valor de energia de distorção por unidade de volume do material permanecer abaixo da energia de distorção por unidade de volume, necessária para verificar o escoamento no corpo de prova do mesmo material, submetido a ensaio de tração. Acima desse valor, o material sofreria deformação permanente (Laganá, 1996, e Sendyk, 1998).

O método de elementos finitos foi utilizado por Thresher *et al.* (1973), para verificar as tensões geradas em um dente hígado e suas conseqüências no periodonto e base óssea. Usou-se um modelo homogêneo e outro não homogêneo que representavam estruturas diversas: dentina, esmalte e suporte periodontal. Os resultados ressaltaram a importância de um modelo não homogêneo para determinar a distribuição interna das tensões, sendo a maior parte destas recebidas pelo esmalte e transferidas para a raiz.

No Brasil, Corrêa & Matson (1977) introduziram o método de elementos finitos nas pesquisas odontológicas brasileiras, quando realizaram um trabalho sobre tensões induzidas em um dente restaurado com amálgama de prata sob carga mastigatória de 24kg. Com base na comparação entre este método e na fotoelasticidade bi e tridimensional, reafirmaram a vantagem de a análise de elementos finitos ser qualitativa e quantitativa.

Farah *et al.* (1988) empregaram elementos finitos bidimensionais em um modelo de quadrante de mandíbula. Uma carga de 100N foi aplicada da seguinte forma: 1 distribuída sobre o segundo molar; 2 concentrada a 30 graus na vertical do segundo molar e 3 distribuída sobre o segundo pré-molar e segundo molar. Cada elemento estava suportado pelo ligamento periodontal, cortical e osso esponjoso. Verificaram que a carga oblíqua, concentrada a 30 graus na vertical conforme a situação 2 do estudo, apresentou tensões aumentadas de 3 a 5 vezes. Os autores sugeriram que poderia haver extrapolação dessas observações para situações clínicas.

A influência da forma do implante na distribuição das tensões no osso, observada pelos elementos finitos, foi analisada por Siegele & Soltesz, em 1989. Foram utilizados implantes com as formas: cilíndrica, cônica, escalonada, em forma de parafuso, e cilíndrica-oça. Os resultados evidenciaram que os implantes transmitiam tensões ao osso de forma diferente. Implantes cônicos e escalonados geraram maiores tensões que os de formato regular (cilíndricos e cilíndricos rosqueáveis).

Em 1989, Moser & Nentwig compararam dois tipos de desenhos de espiras de implantes por meio do elemento finito tridimensional, apontando que as condições de carga no leito ósseo de um implante podem ser influenciadas positivamente por desenhos específicos (aprimorados) das roscas.

Valentin *et al.* (1990) empregaram o método de elemento finito em um modelo plano de hemisseccção mandibular, analisando o relacionamento entre o tecido ósseo e os implantes mediante cargas mastigatórias normais (100N) distribuídas sobre diferentes dentes. Segundo os autores, a reabsorção óssea presente clinicamente na área cérvico-mesial condizia com a situação experimental, já que no modelo notou-se uma concentração de tensões na mesma área.

Elementos finitos bidimensionais foram utilizados por Williams *et al.*(1990) com o objetivo de analisar os efeitos da distribuição de uma carga em um cantiléver distal de uma prótese implanto-suportada. Os autores concluíram que o método pode contribuir para diminuir os insucessos clínicos em prótese dentária.

Cabe à biomecânica determinar o desenho do implante, para seu sucesso e longevidade. Bidez & Mich (1992) sugerem que se compreenda o mecanismo pelo qual a carga se transmite através do implante e deste ao tecido ósseo, concluindo que esses conhecimentos devem influenciar as decisões clínicas e os planos de tratamento.

Vários modelos de próteses fixas foram analisados pelo método de elemento finito por Arataki *et al.* (1998) na região de molares. Os autores variaram a distância e o número de implantes, colocados em linha reta, alterando a extensão do pântico em balanço para alguns modelos. Com o emprego de carga vertical, verificaram que as tensões ocorriam sempre na cortical e decresciam conforme se aumentava o número de implantes e a diminuição da distância entre eles. Aumentando-se a extensão do cantiléver, as tensões eram maiores.

Merz *et al.* (2000), pela análise em elemento finito tridimensional, compararam a junta do tipo topo com uma conexão em *cone-morse* cuja parede tinha 8 graus de expulsividade. Comparados aos dados existentes na literatura, seus achados demonstraram a superioridade das conexões cônicas, confirmando aquilo que se observava nas aplicações clínicas: maior estabilidade e longevidade de tais *abutments*.

2.2 Evolução dos implantes osseointegrados

Bränemark *et al.* (1969) apresentaram o conceito de implantes osseointegrados por um estudo em cães, onde próteses eram sustentadas por fixações de titânio, sugerindo seu uso em humanos. Para atingir esse objetivo, a técnica cirúrgica deveria ser atraumática, usando implantes quimicamente estáveis de titânio puro. O pós-cirúrgico deveria ser com retalho fechado, com os implantes isolados na cavidade oral, permitindo a formação de uma barreira biológica. O paciente deveria ser instruído a manter boa higiene oral.

A partir de um questionário e avaliações clínicas, Haraldson & Carlson (1977) investigaram a eficiência mastigatória de 19 pacientes com próteses implanto-suportadas analisando registros de forças oclusais. As médias obtidas foram: suave 15,7N, durante a mastigação 50,1N e oclusão máxima 144,4N. Os pacientes relatavam, de forma unânime, satisfação com a eficiência da mastigação. Em 1979, os autores concluíram que pacientes portadores de próteses implanto suportadas possuíam função mastigatória muito semelhante a pacientes com dentição natural ou com próteses fixas tradicionais.

Adell *et al.* (1981) relataram que o valor médio de perda óssea marginal, durante o período de osseointegração (primeiros 18 meses), foi de 1,5mm e 0,1mm nos anos subseqüentes. O trabalho foi efetuado em 130 pacientes com próteses implanto- suportadas em maxila e mandíbula (protocolo).

Em um controle sobre 334 implantes na mandíbula, estudados por 5 a 8 anos, Albrektsson *et al.* (1988) constataram sucesso de 99,1 %. Foram estudados 106 implantes na maxila, com sucesso de 84,9%. Os autores utilizaram como critérios para considerar sucesso perda óssea marginal anual menor de 0,2mm, após o primeiro ano de colocação, ausência de mobilidade dos implantes e de áreas radiolúcidas.

Sewerin (1989) analisou a conexão entre implantes e pilares intermediários. Em um estudo de controle radiográfico, foram avaliadas a influência da densidade do filme, orientação do hexágono do implante, angulação entre o plano do filme e o

eixo do implante e parcialidade de assentamento do pilar. O autor relata que, para projeções axiais do feixe, fendas de até 0,05mm foram detectadas, porém, para uma variação de 5 graus de incidência, fendas de até 0,1mm ficaram “escondidas”. Para o autor, esse método é muito limitado para tais avaliações.

Em 1990, Jemt *et al.* publicam os primeiros resultados sobre trabalhos com implantes unitários, após três anos de desenvolvimento clínico. Os autores afirmam que as próteses unitárias implanto suportadas poderiam ser usadas e que somente o tempo mostraria se teriam o mesmo sucesso que as usadas em pacientes totalmente edêntulos.

Em 1991, os mesmos autores avaliam 107 implantes unitários em 92 pacientes. Após um ano em função, somente 3 implantes foram perdidos. O problema mais observado foi o afrouxamento do parafuso do pilar intermediário, em 26% dos casos.

Naert *et al.* (1992), avaliando 103 próteses, concluem que pacientes portadores de próteses implanto-suportadas em ambos os arcos apresentam perda óssea marginal 50% maior que aqueles cuja dentição antagonista era natural ou constituída por próteses mucoso - suportadas.

Jemt & Pettersson (1993), acompanhando 70 implantes unitários durante três anos, obtiveram média acumulada de sucesso de 98,5%. Os problemas mais freqüentes foram: 45% dos parafusos de titânio dos pilares intermediários soltavam-se uma ou várias vezes e presença de fístulas devido a desajuste ou afrouxamento

do parafuso do pilar intermediário. Os autores sugeriram o uso de parafuso de ouro e um sistema de torque para melhorar a união entre este e o implante.

Em trabalho semelhante, Jörneus *et al.* (1992) sugeriram que um torque de 35Ncm produziria melhores resultados.

Burguete *et al.* (1994) descrevem que o processo de afrouxamento pode ocorrer em dois estágios. Inicialmente, forças externas (ex.: mastigação) aplicadas à união parafusada geram erosão efetiva às uniões das roscas pré-torqueadas. Neste estágio, quanto maior o torque inicial, menor a chance de ocorrer afrouxamento das roscas, porque a fricção entre elas (macho e fêmea) será maior e a força externa deverá ser bem maior para provocar o efeito. No segundo estágio de afrouxamento, o torque dado está abaixo do valor crítico, devido à erosão, anteriormente ocorrida, e as forças externas conseguem facilmente afrouxar a união. Ocorrendo isso, a união entre as roscas perde suas características de apertamento, devendo haver troca do parafuso. O termo *máximo – torque* deveria ser substituído por *torque desenhado* para uma determinada união rosca / contra-rosca, conforme sugerem os autores.

Haas *et al.* (1995) acompanharam, por seis anos, 76 implantes unitários, utilizando a técnica de Bränemark. A complicação mais freqüente foi o afrouxamento do parafuso do pilar intermediário.

Ivanoff *et al.*, em 1996, estudando a influência da mono ou bicorticalização de implantes osseointegrados, relataram que, após seis semanas, os implantes

bicorticais necessitavam de torque de remoção duas vezes maior que os monocorticais e, após 12 semanas, de torque três vezes maior.

Priest (1996) comparou taxas de fracassos em próteses fixas convencionais, incluindo as adesivas e as implanto-suportadas, todas unitárias. Para o autor, os fracassos nas reconstruções que utilizaram implantes devem-se a: 1 qualidade de tecido ósseo, também afirmada por Jaffin & Berman, em 1991; 2 localizados na mandíbula, teriam sucesso maior que na maxila (apud Albrektsson *et al.* 1988); 3 duas vezes maior a presença de insucessos em fumantes, quando comparados a não fumantes (apud Bain e Moy, 1993); 4 os implantes curtos fracassam mais que os longos; 5 a maioria dos trabalhos publicados sobre implantes unitários foram feitos em maxila anterior e os resultados devem ser considerados apenas para esta região; 6 Becker & Becker (1995) estudaram implantes unitários somente em região posterior e 7 implantes de maior diâmetro são empregados nos quadrantes posteriores, onde geralmente a altura óssea é insuficiente; apesar da lógica de sua utilização, seu sucesso ainda precisa ser demonstrado! De acordo com o autor, as ligas metálicas, o tratamento da superfície do implante, as configurações de forma, a colocação imediata, os enxertos ósseos e suas variações cirúrgicas são fatores que devem ser mais estudados, compreendidos e comparados aos resultados iniciais propostos por Bränemark e colaboradores.

Próteses suportadas por um ou mais implantes exclusivamente na área de pré-molares apresentam significativamente menos complicações que na região de molar, sobre molares e pré-molares, segundo Parein *et al.* (1997). Os autores, acompanhando 152 pacientes, de março de 1985 a dezembro de 1995 (em um total

de 392 implantes), relataram que as próteses unitárias, reabilitações em molares e coroas parafusadas apresentaram significativamente mais complicações que as reabilitações em pré-molares e coroas cimentadas. Sugerem manutenção preventiva nas próteses, de forma “agressiva”, pois muitas complicações podem ser tratadas com sucesso do ponto de vista clínico.

Rangert *et al.* (1995) apontam alguns fatores que poderiam desencadear essas complicações:

1 forças mastigatórias elevadas; 2 mesa oclusal grande, gerando efeito de cantiléver e 3 dificuldades de acesso cirúrgico protético, comprometendo a precisão da técnica. Os autores sugerem o estreitamento da mesa oclusal M – D e V – L, baixar a inclinação das vertentes das cúspides, centralização dos contatos oclusais no sentido axial do implante e uso de implantes de maior diâmetro ou dois implantes para um molar, quando este estiver mais distal.

Sykaras *et al.* (2000), investigando o comprimento, diâmetro, forma e tratamento de superfície dos mais diferentes sistemas de implantes, reconhecem a dificuldade de compará-los, para escolher o melhor. Sugerem efetuar a associação do maior número de características favoráveis à osseointegração, usando material bioinerte (como o titânio), forma adequada (cilíndrico ou cônico) e tratamento da superfície. Os clínicos devem ter conhecimento de eventos celulares e moleculares que levem à osseointegração, essencial para relacionar achados clínicos a esses mecanismos básicos.

Em 2000, Binon compara 22 marcas de implantes, considerando mais de 20 critérios, o formato do implante, superfície e tipo de encaixe com o *abutment*. O autor analisa a interface implante / *abutment*, salientando todas as alterações que as conexões de hexágono externo sofreram, concluindo que a evolução trouxe o hexágono interno, o qual oferece vantagens importantes: os componentes restauradores podem ter altura reduzida, distribuição profunda das cargas laterais dentro do implante, proteção do parafuso do *abutment*, alta resistência ao afrouxamento da união, vibração diminuída, devido ao íntimo contato das paredes do implante e *abutment*, e um potencial *selamento bacteriano*.

Oriundas deste período de aprimoramento, as conexões cônicas e as *conemorse* são fortes, estáveis e previsíveis, porém, requerem maquinaria precisa e baixíssima tolerância a erros. Para Binon, o foco está dirigido para as conexões internas, nas quais o parafuso recebe bem menos carga, e do íntimo contato das paredes internas resulta menos micromovimentação. Mollersten *et al.*(1997, apud Binon,2000) confirmam a grande vantagem das conexões internas.

2.3 O osso, os implantes e seus componentes sob efeito de cargas e tensões

O conceito de remodelação óssea induzida por tensão, onde ações mecânicas alteram as estruturas internas e externas do osso, foi proposto por Wolff (1892,apud Frost,1994.). O alinhamento do trabeculado ósseo e das trajetórias de linha de força seria coincidente, levando o tecido ósseo a suportar melhor as cargas às quais fosse submetido.

Chamay e Tschantz (1972) afirmaram que uma carga atua normalmente sobre o osso, causando deformação elástica fisiológica. Sob certas condições de sobrecarga, o osso sofreria deformações plásticas que produziriam lesões internas sem fraturas. Os autores também relatam a distribuição de tensões em tecido ósseo de 35 cães, concluindo: 1 o osso hipertrofia por aposição periosteal e endocondral, quando sob tração; 2 ocorre atrofia pela reabsorção do periósteo e osteólise, intracortical, quando sob compressão; 3 se a tração for estática, a hipertrofia ocorrerá em áreas com lesões plásticas; 4 se a tração for intermitente, a hipertrofia será maior, aumentando, até que o osso se adapte às sobrecargas mecânicas.

Pugh *et al.* (1973) afirmaram que o tecido ósseo remodela sua estrutura segundo a carga que lhe é imposta. A variação desta poderia gerar no osso uma remodelação construtiva ou destrutiva e o excesso de carga, resultar em uma *pressão de necrose* até a perda do implante.

Roberts *et al.* (1987) definem a remodelação óssea como uma modificação ou reestruturação interna em um osso pré-existente. A remodelação ocorre pela

ativação de células precursoras, resultando em uma reabsorção, após, numa fase de repouso e, finalmente, em neoformação óssea. A remodelação passa por todas as modificações no trabeculado ósseo: reorganização, hipertrofia, atrofia ou reorientação.

Kitoh *et al.* (1988) utilizaram elementos finitos bidimensionais para analisar a destruição de tensões geradas no osso alveolar por um implante de hidroxiapatita, sob ação de carga vertical. As tensões no osso cortical foram 29 vezes maiores que no osso medular.

Hobo *et al.* (1989) relatam que as forças atuantes num implante possuem magnitude e direção como vetores. Num dente natural o trauma de oclusão gera mobilidade. Cessado o trauma, o elemento dental retorna a um grau de mobilidade fisiológico, o que não ocorre nos implantes, impossibilitando que voltem à situação inicial. Os autores atribuem esse fato à falta de ligamento periodontal.

Bidez & Mich (1992) afirmam que uma carga elevada pode gerar dano ao implante ou aos tecidos adjacentes, o que influencia na longevidade do tratamento.

O parafuso de ouro que retém a prótese é a primeira peça a falhar no sistema, devido aos movimentos de flexão, relatam Rangert *et al.* (1989). Nas várias situações analisadas, a cortical óssea apresentou maior concentração de tensões. Quando o implante estava travado apicalmente na cortical óssea, notou-se diminuição das tensões. Já sob a ação de cargas axiais, as roscas diminuíram a

tensão de cisalhamento na interface osso / implante. As cargas oblíquas promoviam aumento no pico das tensões.

O uso de um elemento intramóvel de polioximetileno nos implantes fabricados pela IMZ não resultou em diferenças significantes na absorção de impactos entre os elementos rígidos, conforme constataram McGlumphy *et al.*, em 1989.

Richter, em 1989, afirmou que cargas horizontais causam maiores tensões ao osso cortical. O autor sugere o aumento do diâmetro do implante, a diminuição da mesa oclusal e o ajuste dos movimentos oclusais para ativar essas forças, que são as responsáveis pela destruição óssea no nível coronário do implante.

Van Rossen *et al.* (1990) avaliaram a distribuição de cargas no tecido ósseo, concluindo que as tensões críticas concentravam-se na crista óssea e as mais baixas, na região apical do implante.

Clelland *et al.* (1991) afirmaram que a carga a ser aplicada ao implante dentro de um limite suficiente para que não cause dano é muito difícil de ser mensurada.

Mairgünther & Nentwig (1992) analisaram o comportamento de um pilar de corpo único e formato cônico e afirmaram que este desenho facilitaria um selamento antibacteriano, principalmente se no momento da colocação o mesmo fosse submetido a um rápido congelamento. Os autores asseguraram que este procedimento melhoraria a adaptação do pilar ao corpo do implante.

Novamente Clelland *et al.*, em 1993, analisaram, mediante o elemento finito, o comportamento de um implante na pré-maxila, em três situações: 1 o implante somente em osso medular; 2 em osso medular e camada de 1.5mm de osso cortical; 3 em osso medular e camada espessa (3.0mm) de osso cortical. Concluíram que a presença de osso cortical influi significativamente na absorção e distribuição dos esforços gerados.

Utilizando um modelo de elemento finito bidimensional para avaliar o comportamento mecânico do componente da coroa, do parafuso e do pilar intermediário sob ação de carga, Sakaguchi & Borgersen (1993) simularam a aplicação de uma carga axial na ponta da cúspide de uma coroa suportada por implante. A natureza geométrica do implante e seus componentes, conforme afirmam os autores, determina a necessidade de um modelo segundo análise não linear em elemento finito. Estudos anteriores, limitados a análises lineares e elásticas, não possibilitavam avaliar as deformações plásticas, como a separação das superfícies que estão em contato (*abutment / implante, abutment / parafuso*). Os resultados demonstraram a causa de alguns problemas observados clinicamente. A separação entre coroa, *abutment* e parafuso contribui para o afrouxamento do parafuso de ouro e deformação do corpo dos parafusos, após repetidas cargas. Daí a necessidade da troca do parafuso, periodicamente.

Meijer *et al.* (1993), em estudo com elemento finito tridimensional, analisaram um implante osseointegrado na região de caninos inferiores. O ápice do implante foi travado na cortical inferior da mandíbula. Concluíram que a tensão ao redor do implante não foi somente causada pela deformação óssea devido ao movimento do

implante, mas também pelo desvio da mandíbula, em resposta às forças musculares. Os resultados mostraram tensão máxima próxima ao pescoço do implante. Essa tensão foi obtida, quando da aplicação de força vertical e tanto a tensão de tração como a de compressão foram menores, quando comparadas com as apresentadas com cargas oblíquas e verticais. Ainda assim, os autores salientam que os resultados da análise são de difícil comparação com outras, devido às diferenças geométricas do modelo usado.

Ogiso *et al.* (1994) compararam em nível histológico, em macacos, o comportamento das cargas geradas sobre dentes naturais e implantes. Concluíram que, em contraste com os dentes, o osso adjacente ao implante foi capaz de suportar as cargas via espessamento e remodelação. Os dentes sofreram intrusão gradual.

Frost (1994) enumera alguns novos conceitos fundamentais, como o próprio autor chama, em fisiologia óssea. Mediante demandas mecânicas o osso pode remodelar-se, resultando em reabsorção ou conservação, nunca aumento. O desuso ou a diminuição da aplicação de carga resultarão em perda óssea, quando a deformação for menor que $50\mu\text{E}$. A deformação óssea entre 50 e $1500\mu\text{E}$ tende a equalizar a reabsorção e formação ósseas, conservando o osso e a sua resistência. Entre 1500 e $3000\mu\text{E}$ ocorre indução celular, para que o osso se adapte ao aumento das forças aplicadas, promovendo remodelação que resista a sobrecargas e reduzindo microlesões.

Para Hashaw *et al.* (1994), cargas mecânicas aplicadas em implantes osseointegrados afetam os processos de modelação e remodelação da interface óssea. Foram utilizadas 20 tíbias de cães, nas quais se implantaram 2 fixações de Bränemark, que permaneceram sem carga por 1 ano. Após a reabertura, os autores induziram carga por 12 semanas. Por análise histológica e comparação com simulações em elemento finito, os autores observaram: a) perda óssea próxima à região coronária de implante; b) pequena porcentagem de mineralização do córtex; c) o elemento finito indicou maior estresse na região de superfície do periósteo, adjacente aos implantes com cargas.

Em um estudo comparativo entre diferentes implantes e seus pilares para restaurações unitárias, Balfour *et al.* (1995) concluíram que os implantes com hexágono interno apresentaram maior grau de estabilidade, atribuída ao maior comprimento do *abutment* na região da conexão e ao 1º grau de divergência das paredes internas.

Estudando remodelação e adaptação óssea em um modelo de elemento finito, Mullender & Huskies (1995) concluíram que a morfologia trabecular do osso, bem como as transformações geradas pelas alterações de aplicação de cargas e o alinhamento do trabeculado ósseo, segundo a orientação do padrão de tensões, estão de acordo com a lei de Wolff, de 1892. O modelo usado no método de elemento finito (matemático) correspondeu ao observado no trabeculado ósseo, o que possibilita comparação com os padrões fisiológicos.

Rangert *et al.* (1995) afirmaram que a sobrecarga induz uma reabsorção óssea e que esta parece preceder à fratura de um dos componentes do implante. Sugerem aguardar um tempo para que o osso se remodele e se ajuste aos esforços de flexão presentes inicialmente no carregamento do implante. Para minimizar as cargas de tensão, sugerem a diminuição dos cantiléveres, pouca inclinação das cúspides e centralização dos contatos oclusais.

Os mesmos autores, em 1997, realizaram estudos em próteses parciais implanto-suportadas em região posterior, sugerindo que fatores deveriam ser controlados para obter sucesso no tratamento com implantes. Afirmam que implantes unitários em região de molar apresentam situação biomecânica singular (Becker & Becker, 1995 e Balshi *et al.*, 1996) e recomendam cuidado no desenho da plataforma oclusal e a manutenção de contatos sempre bem definidos. Apontam três fatores biomecânicos de risco: a) valor de suporte 2:1 (molares deveriam receber implantes de maior diâmetro ou 2 implantes unidos, Balshi *et al.*, 1996; b) pilares em linha reta no arco e c) alavancas em decorrência do tamanho da coroa protética. Foi demonstrado que, nesses casos, o contato cêntrico deve ser apenas leve. Nos casos unitários a manutenção dos contatos oclusais tem ainda maior relevância.

A capacidade adaptativa de remodelação óssea ao redor de implantes IMZ, quando da incidência de cargas axiais e não axiais, foi estudada em mandíbulas de cães Beagle, em 1997, por Barbier & Schapers. Avaliações qualitativas e quantitativas revelam tendências diferentes entre as condições de aplicação das cargas estudadas. As axiais induziram remodelação óssea mais uniforme, que

diminuía gradualmente de coronário para apical de implante. As não axiais induziram remodelação mais dinâmica no tecido ósseo cortical e, principalmente, no esponjoso. Os autores concluíram que, após três meses de reparação tecidual (osseointegração) e sete semanas de aplicação de carga, os processos de remodelação do tecido aumentaram. A superfície de contato osso-implante, de 20% para uma média de 50 e 60%. Entretanto, a presença de células inflamatórias em alguns locais sugeriu que cargas não axiais devem ser evitadas.

Duyck *et al.* (1997), em revisão de literatura, concluíram que o sucesso de implantes osseointegrados na reabilitação bucal relaciona-se com a maneira como as cargas se transmitem e são absorvidas pelo tecido ósseo. A variação do tipo de carga, interface osso / implante, comprimento e diâmetro do implante, sua forma e superfície e a qualidade do tecido ósseo e da prótese a ser confeccionada definirão o sucesso do tratamento. Os autores relatam que as análises por elemento finito indicaram maior concentração de esforços nas áreas de osso cortical e no ápice do implante. Embora não se conheça o mecanismo, parece evidente a resposta adaptativa de remodelação do tecido ósseo circunvizinho.

Estudando a influência de sobrecarga oclusal controlada no tecido pré – implantar, Miyata *et al.* (1998) utilizaram cinco macacos com dois implantes cada um. Após três meses de osseointegração, fixaram supra-estruturas protéticas com 100µm de excesso na altura oclusal, com o objetivo de promover sobrecarga. Os autores mantiveram as áreas estudadas em boa higiene durante todo o estudo. Após a análise histológica, não foi possível determinar os limites necessários da

altura das supra-estruturas para induzir o fenômeno de remodelação, porém, concluir que a sobrecarga oclusal não necessariamente conduz à reabsorção óssea.

Em estudo em elemento finito bidimensional, Holmgren *et al.* (1998) compararam os efeitos do diâmetro do implante, seu formato e a direção da carga aplicada em implantes cilíndricos retos e escalonados. A direção foi horizontal, vertical e oblíqua e os diâmetros dos implantes entre 3,8mm e 6,5mm. Os autores ratificaram a análise em elementos finitos como amplamente aplicável à implantodontia e altamente confiável para avaliar sistemas de implantes. E concluem: 1 As forças oblíquas devem ser consideradas, por causarem alto estresse, mais localizado, e se assemelharem às condições bucais; 2 O estresse é mais bem distribuído pelo implante escalonado que pelo cilíndrico reto; 3 nem sempre o implante de maior diâmetro é melhor para a distribuição das tensões no osso, já que se deve considerar a morfologia deste, quando se efetivar a escolha do implante a ser usado.

Sendyk, em 1998, num abrangente estudo de distribuições de tensões nos implantes, pela análise em elemento finito, em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética, conclui que, durante as simulações, as porções de osso cortical que envolvem o pescoço do implante são as mais solicitadas. No tecido ósseo a distribuição das tensões de uma coroa de porcelana e de material resinoso (art-glass) é a mesma.

Boggan *et al.* (1999) avaliaram a influência do diâmetro da plataforma do implante e da altura do hexágono externo na fratura de componentes e

afrouxamento de parafusos. Foi utilizada microscopia eletrônica de varredura para avaliar as fendas que apareciam nos componentes. Concluíram que, quanto maior o diâmetro dos componentes, maior resistência a fraturas.

Húngaro, em 2002, em análise em elementos finitos, compara um sistema de implantes dotado de hexágono externo e outro, de interno. Conclui que o hexágono interno contribui efetivamente para a *proteção* do parafuso do pilar intermediário e redução das tensões no parafuso, demonstrando que tal sistema não necessita de alto torque para a fixação do *abutment*.

Norton, em 2000, num estudo *in vitro*, avaliou a resistência de *abutments* de peça única ou de 2 peças (o *abutment* é fixado por meio de parafuso interno), ambos colocados em implantes com união interna cônica. O autor conclui que a resistência a forças de *dobra* (deformação plástica) é bem parecida. A do *abutment* maciço foi um pouco maior, porém, a diferença foi considerada desprezível. Relata que as conexões cônicas são confiáveis e que a literatura não relata fraturas desses *abutments*, o que indicaria que a tensão poderia estar sendo transmitida ao osso, resultando em sobrecarga e reabsorção óssea. Postula que tal raciocínio parece não ser verdadeiro, pois a literatura não relata aumento de reabsorção óssea para esses sistemas de implantes.

Jung (2000) avaliou os efeitos de vários desenhos de implantes na distribuição de estresse no tecido ósseo, comparando os sistemas Bränemark (Nobel Biocare), ITI (Strauman), Ankylos (Degussa) e Biohorizon (Biohorizon USA). O autor relata que a análise em elemento finito apontou diferenças na distribuição de

estresse, de acordo com o desenho do implante, não significativas para o osso cortical. O implante ITI mostrou maior estresse no osso medular, Ankylos e Biohorizon, estresse mais uniforme e Brånemark e ITI, picos de estresse no ápice e em cada rosca.

Morris *et al.* (2001) relatam a avaliação de um novo desenho de implante, para maximizar o contato com o osso trabecular. Em pesquisa de 18 meses, 1419 implantes foram avaliados e o índice de sucesso foi de 96,6%, com perda óssea cristal entre 0,2 e 0,5mm. Os criadores do desenho elaboraram um implante com roscas que dirigiriam o estresse funcional para longe do osso cristal, em sentido trabecular, onde o tecido ósseo é mais resistente. Neste estudo, os implantes de largo diâmetro também tiveram taxa de sucesso maior.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste estudo é avaliar o comportamento, no que tange à distribuição de tensões, de dois sistemas de implantes com morfologias diferentes e que utilizam conexões internas para fixação do pilar.

A análise visa identificar fenômenos biomecânicos que possam indicar benefícios efetivos no uso de um ou outro sistema, como a longevidade da reabilitação protética e principalmente das estruturas ósseas que a suportam.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para proceder à comparação proposta no estudo, pelo método de elementos finitos, foram confeccionados modelos que representassem as proporções e relações entre as estruturas do quadro clínico desejado (molar mandibular reabilitado por prótese implanto-suportada).

4.1 Implantes e seus componentes

4.1.1 Implantes osseointegrados

Os modelos dos implantes foram criados a partir de amostras reais adquiridas no mercado de produtos odontológicos. Utilizou-se um implante de titânio comercialmente puro, com 3,8mm de diâmetro por 11,0mm de comprimento, do tipo rosqueável, cônico e escalonado, de hexágono interno, com o nome comercial de FRIALIT®2, fabricado pela Friadent, GmbH, Mannheim, Alemanha (Fig 4.1) ultimamente adquirida pela empresa Dentsply (USA).

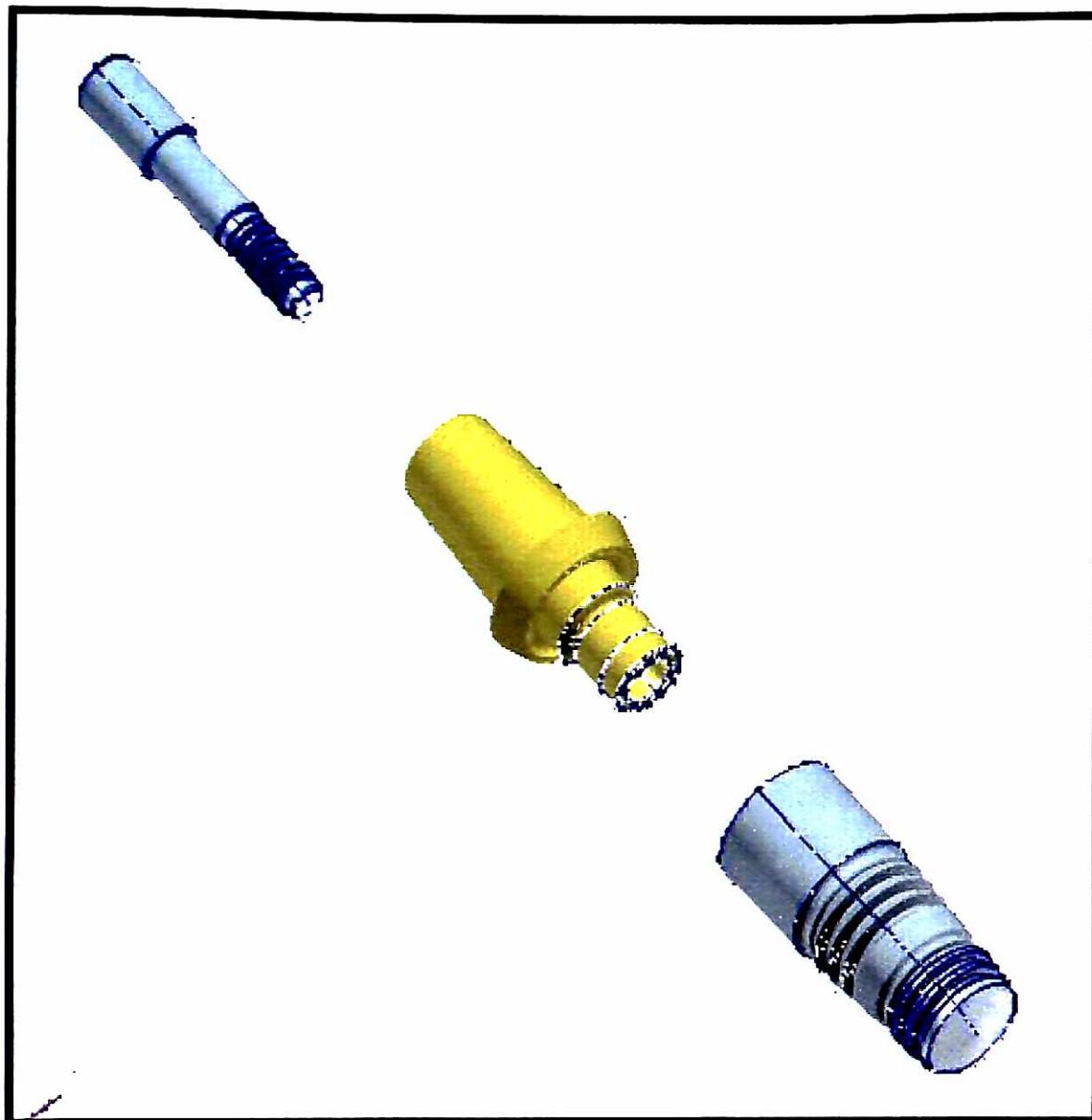


Figura 4.1 - Imagem das peças que compõem o primeiro conjunto: parafuso de Ti do pilar intermediário, pilar intermediário em Ti e implante osseointegrado cônico, rosqueável, escalonado e com hexágono interno

O outro implante, também de titânio comercialmente puro, com 3,5mm de diâmetro e 11mm de comprimento, do tipo rosqueável cônico, com conexão interna cônica, com o nome comercial Ankylos®, fabricado pela Degussa Dental GmbH, Hanau, Alemanha (Fig. 4.2), empresa também adquirida pela americana Dentsply.

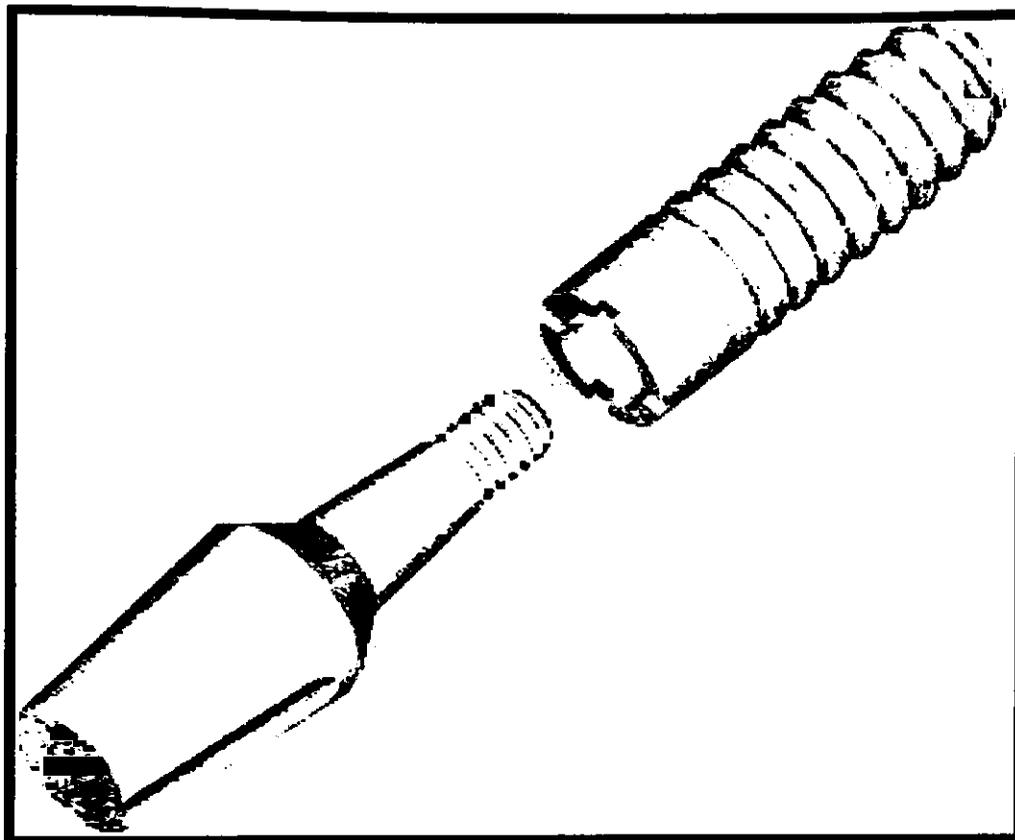


Figura 4.2 - Imagem das peças que compõem o segundo sistema: pilar standard reto de corpo único e implante osseointegrado cônico, rosqueável, com encaixe cônico interno

4.1.2 Pilares Intermediários

Os pilares intermediários, também chamados *abutments* ou conectores, unem os implantes às coroas protéticas. O primeiro implante recebeu o conector Frialit®-2 e o segundo, um *abutment* Ankylos®, do tipo *standard* reto.

4.1.3 Coroa Protética

Em ambos os sistemas elaborou-se uma coroa protética diretamente sobre o pilar intermediário, por fundição direta, com liga de prata-paládio, revestida de porcelana. A morfologia de ambas as coroas era idêntica.

4.1.4 Segmento ósseo mandibular

Foi obtida uma imagem radiográfica, por planigrafia, de um paciente de clínica com ausência de molar inferior (Fig. 4.3).

A imagem gerou um desenho preciso, onde se mensurou a espessura do tecido ósseo cortical e a quantidade de tecido ósseo medular, classificado como osso do tipo B2, segundo a classificação proposta na conferência de Toronto em 1982 (Zarb & Schmitt, 1993). A imagem foi transferida ao programa de computador (Autocad versão 4.0), como será descrito.

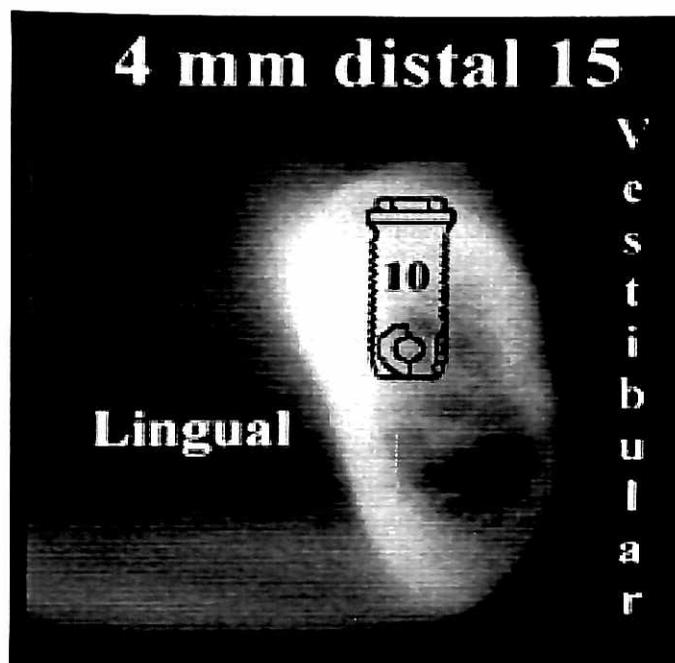


Figura 4.3 – Imagem óssea obtida por planigrafia. Corte vestibulo-lingual

4.2 O método do elemento finito e o modelo utilizado

O método empregado neste estudo foi o de elemento finito bidimensional, que subdivide um problema complexo em problemas menores e mais simples, utilizando técnicas numéricas para resolvê-los. A análise formula equações para cada elemento finito e as combina para obter a solução para o conjunto inteiro.

Este método foi inicialmente desenvolvido no início da década de 60 para resolver problemas da indústria aeroespacial (Holmgren *et al.* 1998), estendendo-se, depois, para os mais diversos fins. Já que a integridade do sistema osso-implante é vital para o sucesso da terapia implantodôntica, uma análise via elementos finitos é extremamente indicada.

Além disso, trata-se de um método onde os modelos matemáticos são demonstrados em figuras ilustrativas, que lhe atribuem uma rápida compreensão.

A organização do elemento finito como um todo envolve a idealização de um modelo ou de uma estrutura contínua, como se fosse uma montagem de um número finito de pequenos elementos estruturais, conectados a um número finito de pontos chamados **comandos** (nós) (Laganá, 1996).

A organização final de todo o conjunto, formando estrutura semelhante ao modelo criado, é chamada malha de elemento finito.

Para o programa de computador processar e calcular as tensões desenvolvidas são necessárias as informações:

- 1 Número total de pontos nodais (nós);
- 2 Número total de elementos;
- 3 Identificação de cada elemento;
- 4 Módulo de Young (elasticidade) e coeficiente de Poisson (deformação)

associados a cada elemento;

- 5 Identificação para cada ponto nodal;
- 6 Coordenadas de cada ponto nodal;
- 7 Tipo de delimitação confinada e
- 8 Avaliação de forças dos nós externos.

As propriedades mecânicas de cada elemento são especificadas pela constante elástica colocada em cada comando (nós) do elemento. Baseando-se na

continuidade de contato entre os elementos nos comandos, as forças e tensões podem ser calculadas por um grande número de equações geradas e processadas por computador (Caputo, 1993).

4.2.1 Confeção do modelo

Os implantes, seus pilares e coroas foram montados, formando conjuntos completos. Foi efetuada a inclusão desses conjuntos com material composto por resina ortoftálica T-208, monômero de estireno e catalisador Lupenox DD-M, fabricados pela Redefibra, São Paulo, a fim de se obter um corte e um desenho de uma secção transversal dos conjuntos. A resina possibilita a fixação do conjunto como um todo, para ser corado e manter-se unido.

Com a serra Labcut 1010, Excel Technologies Inc, Enfield, Connecticut, USA, utilizando o disco de diamante XL 12235 com 0,3mm de espessura, foi efetuado um corte no sentido ocluso-apical e no plano vestibulo-lingual dos conjuntos (Figuras 4.4 e 4.5).



Figura 4.4 - Corte vestibulo-lingual, ocluso-apical, do conjunto 1, com hexágono interno e coroa, incluídos em resina ortoftálica.



Figura 4.5 - Corte vestibulo-lingual, ocluso-apical, do conjunto 2, com encaixe interno cônico e coroa, incluídos em resina ortoftálica

Por um microscópio óptico (*optical measurement inspection system*), fabricado pela Optical Roy Instruments, modelo *Sprint*, número de série 52431498-04 (Fig. 4.6), os cortes dos conjuntos foram analisados, para realizar desenhos em computador.



Figura 4.6 - Microscópio utilizado para confecção dos desenhos digitalizados dos corpos de prova (OPTICAL MEASUREMENT INSPECTION SYSTEM).

Utilizou-se um aumento de 40 vezes, embora o aparelho possibilite aumentos de até 440 vezes com tolerância de milésimo de milímetro.

Os desenhos dos conjuntos foram transportados ao computador com o auxílio do programa Automap 6, que funciona no leitor óptico, conectado ao computador e ao microscópio.

Digitados os contornos precisos de cada componente dos conjuntos, os desenhos foram transferidos para o programa Autocad, versão 14 (Autodesk Inc Usa). A imagem óssea obtida pela planigrafia foi sobreposta aos desenhos obtidos, guardando as proporções, já que foi obtida pelo mesmo método de diagramação de cortes, com auxílio do mesmo microscópio.

As coroas dos conjuntos foram desenhadas com o mesmo contorno interno e externo.

Após esse passo, os conjuntos gráficos foram transferidos para o programa MSC PATRAN *computer program for the static and dynamic finite element analyses of structures* (MSC Software corporation – USA) para os quais foi criada uma malha de diagramação de imagens, com a finalidade de simular a ação das cargas sobre os conjuntos e os efeitos provocados pelas mesmas.

A análise e resultados do conjunto 1 (Frialit) também encontram-se apresentadas no estudo de Húngaro, em 2002.

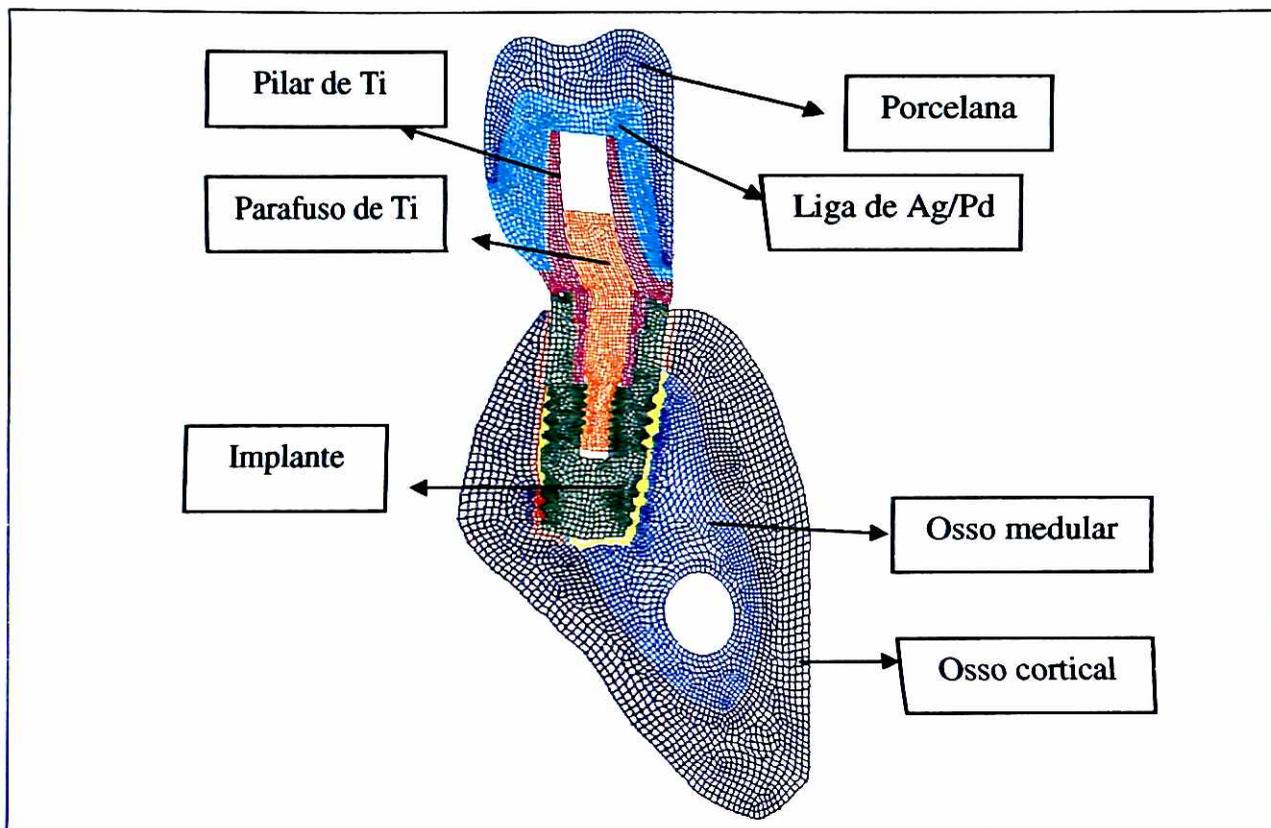


Figura 4.7 - Desenho do modelo final, onde incluiu-se o desenho da imagem óssea obtida pela planigrafia e o desenho do corte do conjunto implante/coroa, guardando-se as respectivas proporções para o Conjunto 1.

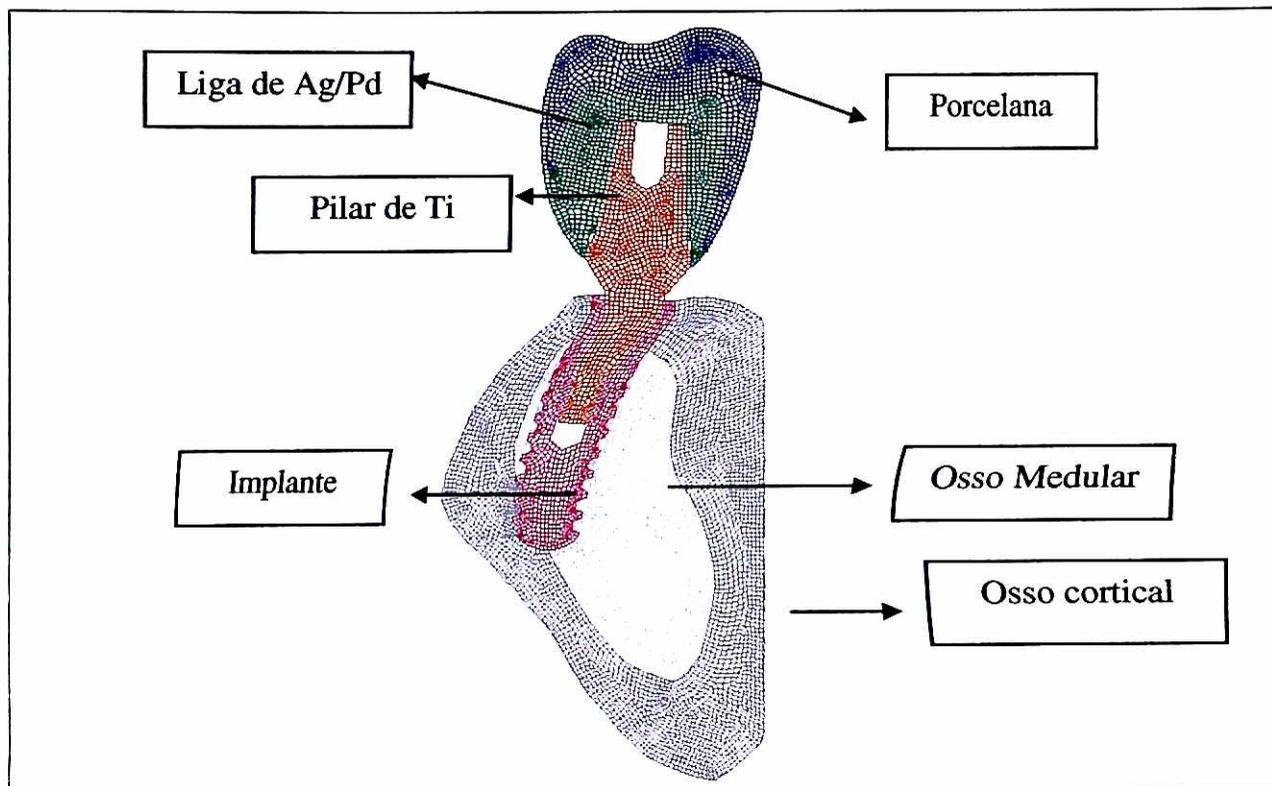


Figura 4.8 - Diagramação da malha, onde incluiu-se o desenho da imagem óssea obtida pela planigrafia e o desenho do corte do conjunto implante/coroa, guardando-se as respectivas proporções para o Conjunto 2

O programa Patran tem seu nome oriundo da junção das palavras Patches for Nastran. Nastran foi um *software* utilizado em Engenharia e Física para Mecânica Estrutural, do programa aeroespacial norte-americano (**Nasa Structural Analyses**) onde por meio de cálculos matemáticos obtinha-se visualização e interpretação, via gradiente de cores, da distribuição interna das tensões geradas por uma aplicação de carga, em um modelo . Posteriormente, o *software* Patran substituiu o Nastran, com recursos mais sofisticados para a criação de malhas.

O computador foi, então, alimentado com os valores inerentes às propriedades físicas dos materiais utilizados para fabricação dos componentes dos conjuntos analisados. Tais valores constam da Tabela 4.1

Tabela 4.1 – Propriedades mecânicas dos materiais que compõem os modelos

MATERIAL	MÓDULO DE	COEFICIENTE	AUTOR / FONTE
	ELASTICIDADE	DE POISSON	
	E (Gpa)	(U)	
Osso cortical	13.7	0.30	Carter&Hayes 1997
Osso esponjoso	1.37	0.30	Carter&Hayes 1997
Implantes Ti(CP)	110.00	0.33	Fabricante *
Parafuso Pilar (Ti)	110.00	0.28	Fabricante *
Pilares (Ti)	110.00	0.28	Fabricante *
Liga Ag / Pd	80.00	0.33	Fabricante *
Porcelana	67.70	0.28	Fabricante *

* Dados fornecidos pelas empresas fabricantes.

4.2.2 Hipóteses iniciais simplificadoras

Os componentes da análise constituem um sistema complexo. Por isso, a não aplicação de hipóteses simplificadoras implicaria na inviabilização deste trabalho, devido à necessidade de recursos computacionais, ensaios laboratoriais e quantidade de homens / hora para efeito de elaboração do estudo. Foram, portanto, assumidas as hipóteses simplificadoras:

A análise foi desenvolvida segundo um modelo plano, ou seja, a prótese e a região do osso da mandíbula foram representados pela secção longitudinal média do conjunto, iguais a uma “fatia” do modelo. Esta hipótese resulta na necessidade de adotar um modelo matemático bidimensional, onde os diversos elementos serão trabalhados e poderão sofrer deformação somente no plano adotado, sem possibilidade de ocorrer deformação fora deste plano.

Isso se torna possível, desde que haja esforços que mantenham este plano indeformável (estes esforços são aplicados à estrutura modelada pelo restante da prótese não modelada e conseqüentemente levam ao aparecimento de tensões atuantes em direções não co-planares ao modelo. A esta condição adotada no modelo dá-se o nome de **Estado Plano de Deformações**.

O estado plano de deformações é aplicado em problemas que envolvam corpos longos e cuja geometria e carga não variem significativamente na direção longitudinal, como, por exemplo, na construção de um túnel ou de uma barragem.

A construção do modelo é feita a partir de pontos que recebem o nome de nós, localizados, segundo o sistema de coordenadas cartesianas ortogonais, nos eixos X e Y. Os nós originam pequenas formas geométricas triangulares ou quadradas, denominadas elementos. Estes, quando formam triângulos equiláteros ou quadrados, acabam possibilitando uma análise mais precisa. É a partir dessa forma que se obtém um modelo matemático bidimensional.

Os modelos elaborados para os conjuntos 1 e 2 possuem aproximadamente 8.000 nós e 7.600 elementos.

Os conjuntos de próteses que foram modelados, são constituídos de componentes montados mediante uniões feitas por roscas que levam à existência de contato, tanto nos filetes das roscas, como nas regiões de acoplamento das peças. No desenvolvimento do modelo, não foram levados em consideração os contatos desses filetes (Fig 4.9) e sim uma modelação, como se fossem uniões efetivas. Procurou-se respeitar a geometria dos filetes, para facilitar a visualização dos resultados. Para as regiões de contato dos acoplamentos dos componentes, foram utilizados *SLIDES LINES*, o que transforma este estudo em uma **análise não linear**. Esta análise é estática e as condições de carregamento e de contorno foram aplicadas ao modelo, conforme descrito nas "hipóteses iniciais simplificadoras".

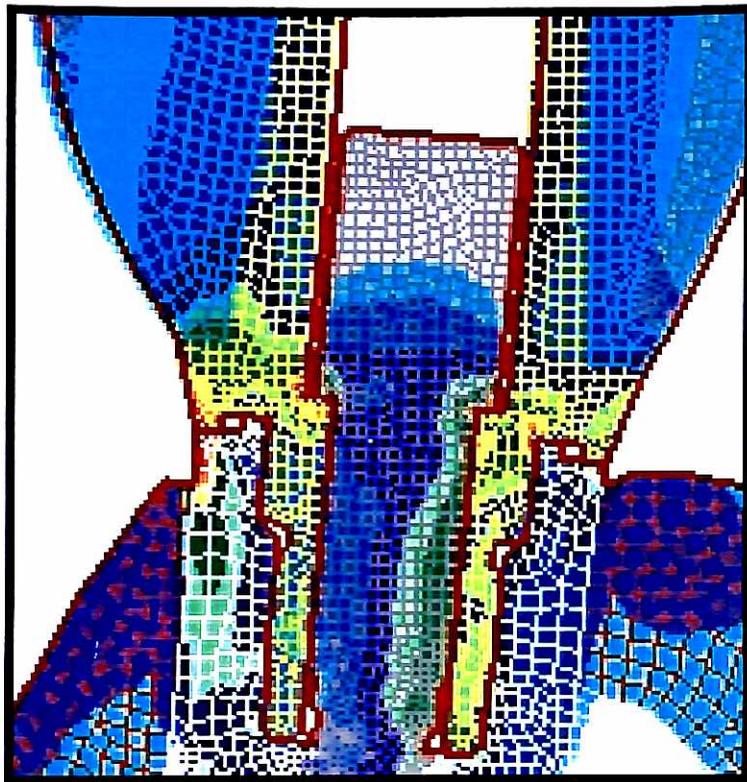


Figura 4.9 - Regiões com Elementos de Contato, representados por linhas retas vermelhas, entre os componentes do implante

4.3 Aplicação da Carga

Foi assumida uma condição de carga axial, conforme observado na figura 4.10, já que os carregamentos atuantes numa estrutura como a descrita podem ser os mais diversos.

Os pontos escolhidos são reconhecidos como críticos, pertencentes à área de trabalho da estrutura, ou seja, a cúspide vestibular.

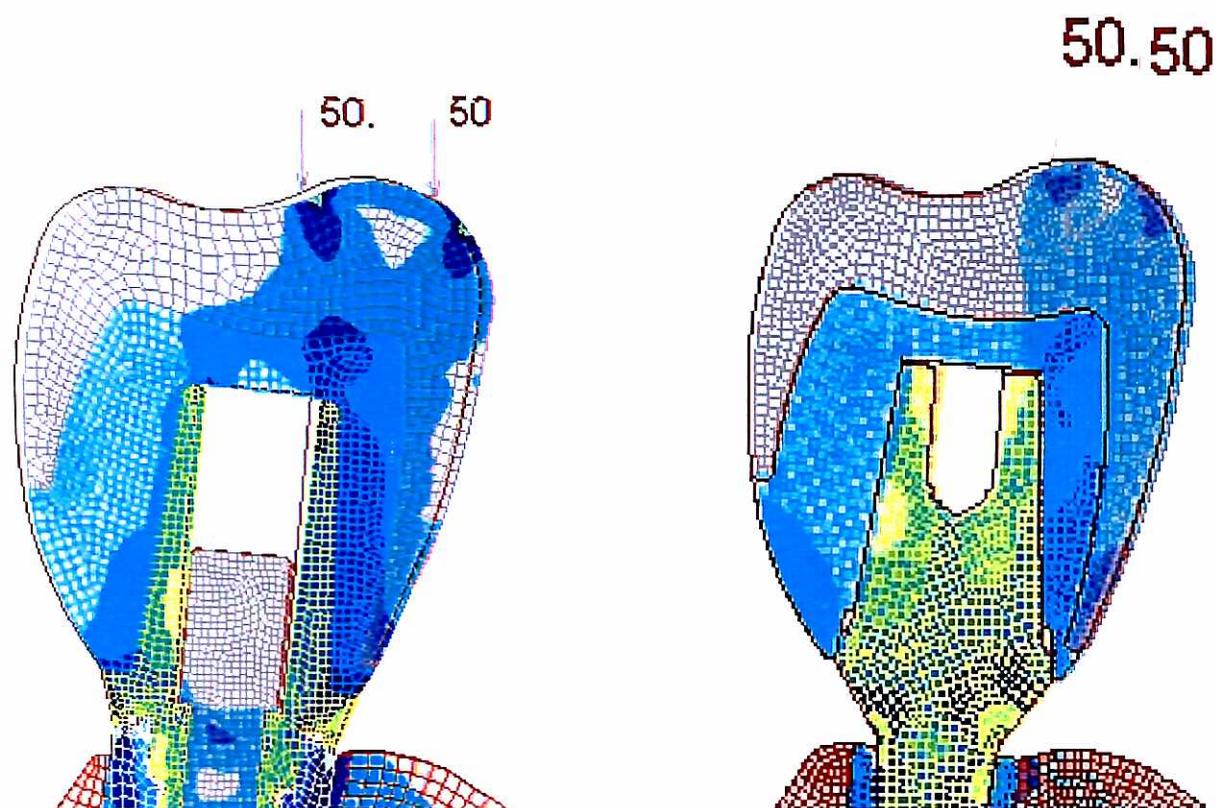


Figura 4.10 - Aplicação de carga vertical axial em dois pontos da cúspide vestibular, para o conjunto com hexágono interno e para o sistema com encaixe cônico (direita)

Analisou-se o comportamento biomecânico das estruturas internas e externas que constituem os implantes, bem como coroa e *abutment* das estruturas de suporte, mediante uma carga concentrada axialmente a este sistema. Comparou-se resultados obtidos, utilizando-se exatamente o mesmo desenho de osso e coroa protética, mudando apenas o sistema de implante e pilar.

A carga aplicada foi de módulo (valor) igual à 100N por serem mais fisiológicas, conforme mencionado na literatura (Richter, 1989; Valentin *et al.* 1990; Sato *et al.* 1999). A aplicação foi efetuada em dois pontos, de 50N cada, nas vertentes interna e externa da cúspide vestibular, já que dessa forma a resultante desta carga irá gerar as tensões da forma desejada para este estudo. (Sendyk, 1998)

Quanto às condições de contorno do modelo, optou-se por restringir o deslocamento nos dois eixos ortogonais (x e y) e os nós da periferia da região do osso da mandíbula (Fig. 4.11). Dessa forma, temos a certeza de que a região de maior interesse para a análise não sofre influência das condições de apoio do sistema e que o modelo ficará estabilizado, não apresentando movimento de corpo rígido.

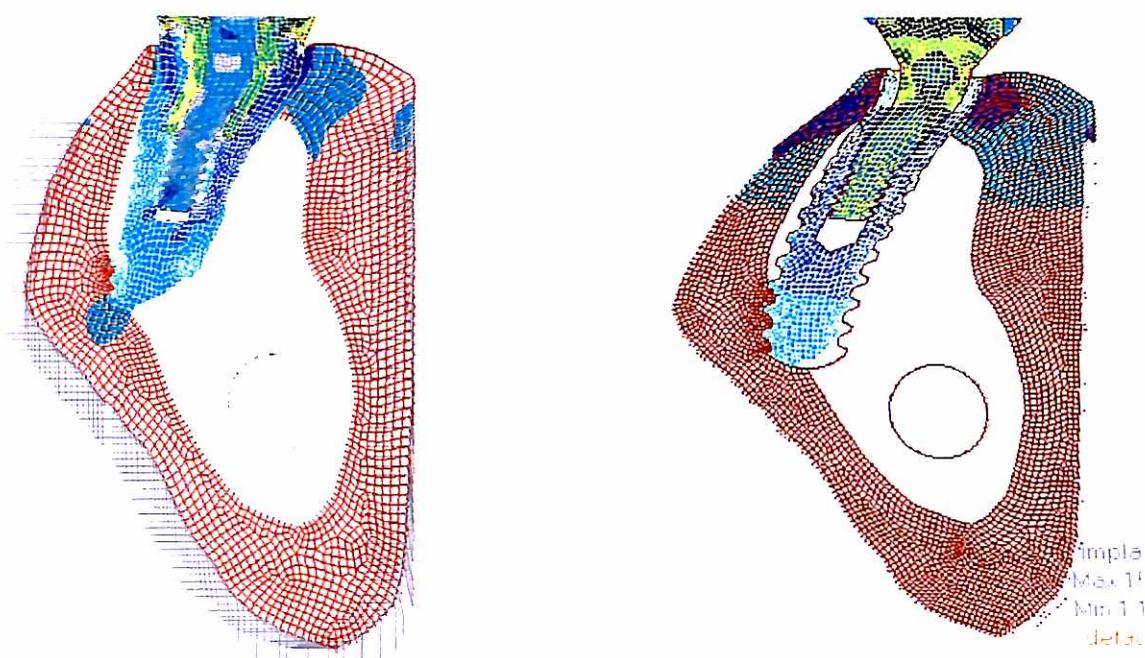


Figura 4.11 – Travamento idêntico dos nós da periferia da região do osso da mandíbula, para os dois conjuntos

4.4 Regiões analisadas

Uma vez prontos os modelos para os conjuntos A e B, foram eleitas três áreas para proceder-se à análise das tensões percebidas, conforme o esquema mostrado na Figura 4.12 e na Figura 4.12 a .

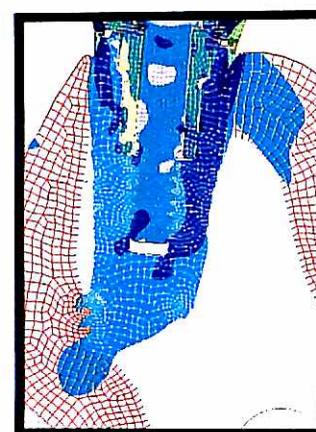
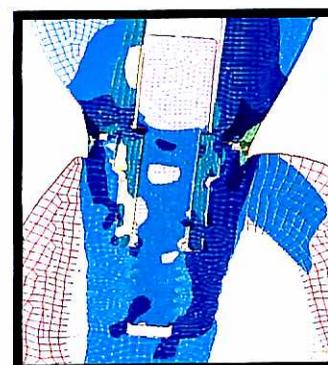
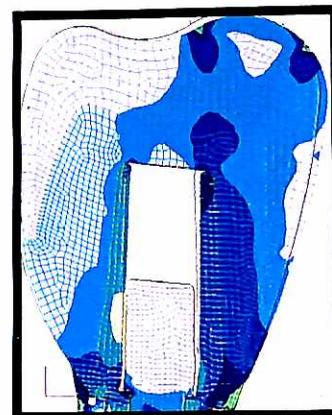
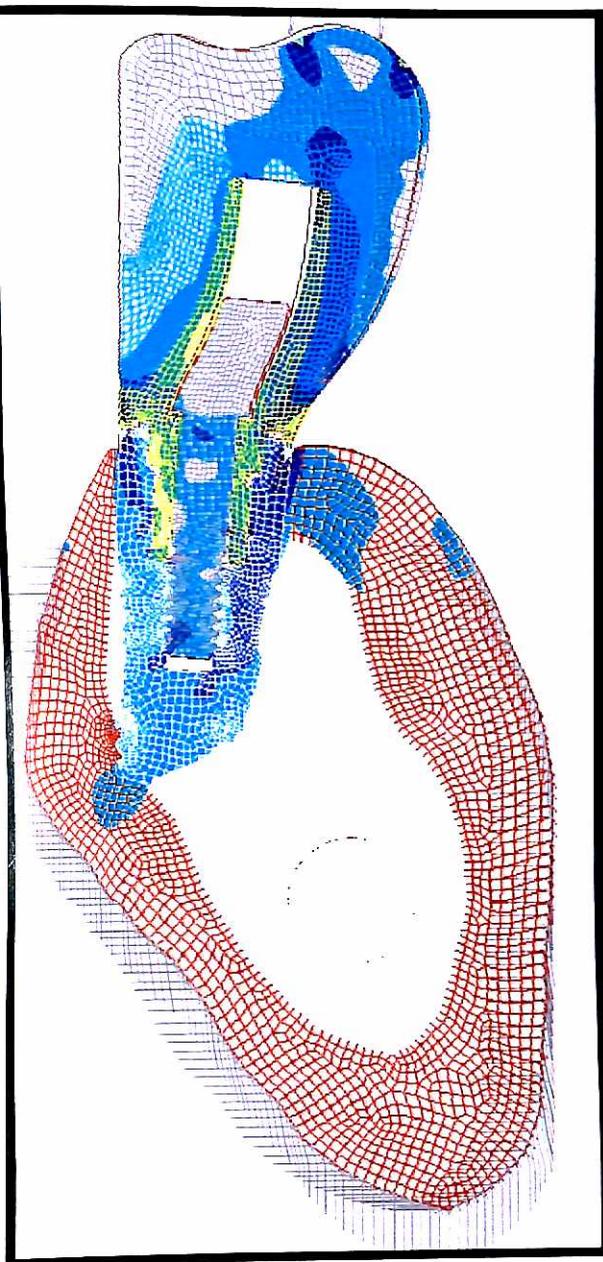


Figura 4.12 – As três áreas eleitas para análise no COJ 1

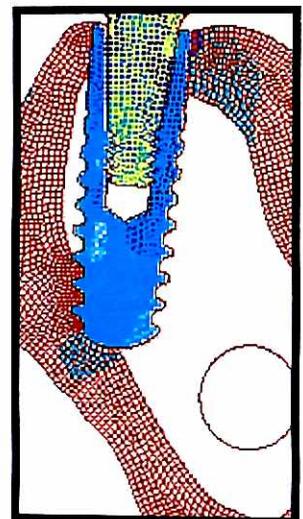
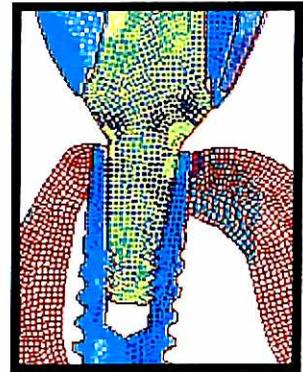
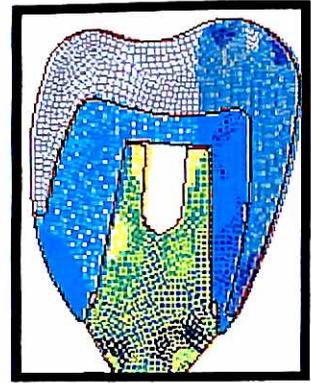
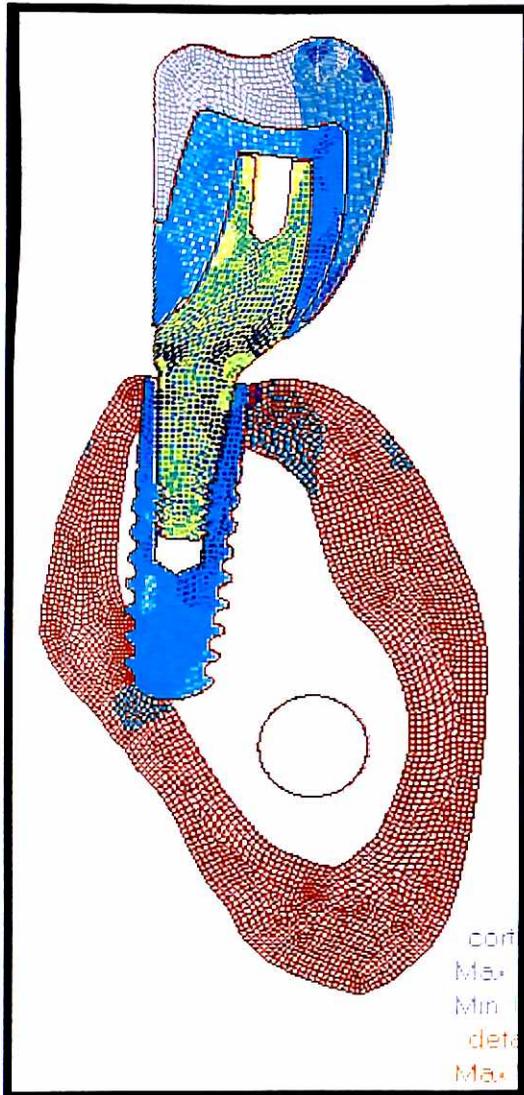


Figura 4.12a – As três áreas eleitas para análise no COJ 2

4.5 Metodologia da Análise

Mediante o programa MSC / Patran 2001 foi realizada análise qualitativa, com a observação visual das imagens gráficas das tensões de von Mises, geradas pelo programa citado.

A análise matemática (quantitativa) foi realizada pela escala de cores e valores numéricos fornecida pelo programa. A partir desse gradiente de cores, obteve-se o valor máximo e o valor mínimo para cada cor.

Os resultados quantitativos foram obtidos pela análise do gradiente de cores representativos das tensões em N/mm^2 .

Analisou-se a condição de carga axial no Conjunto 1 (implante de 3,8 mm x 10 mm, cônico, escalonado, rosqueável da marca Frialit®) nas três regiões de eleição: região da coroa protética, terço médio do conjunto com a união implante – pilar e o ápice do implante. O mesmo foi feito para o Conjunto 2 (implante de 3,5 mm x 11mm, cônico, rosqueável da marca Ankylos®), procedendo-se à comparação entre os dois conjuntos.

Tabela 4.2 Tabela de transformação de unidades

	Pa	MPa	GPa	N/mm ²
Pascal (Pa)	1	10 ⁻⁶	10 ⁻⁹	10 ⁻⁶
Mega Pascal (MPa)	10 ⁶	1	10 ⁻³	1
Giga Pascal (GPa)	10 ⁹	10 ³	1	10 ³
N/mm ²	10 ⁶	1	10 ⁻³	1

Segundo FROST (1994)

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Para ser consistente e abrangente, um estudo deve apresentar dados qualitativos e quantitativos. Foi o que fizeram os vários pesquisadores que citamos na revisão bibliográfica.

O método de elementos finitos para a comparação entre dois implantes tem a vantagem de fornecer dados qualitativos e quantitativos, um modelo matemático com ilustração de fácil compreensão, altamente precisa e esclarecedora.

O programa MSC Nastran, pela análise dos conjuntos de implantes, forneceu dados que possibilitam a discussão dos resultados mediante a interpretação gráfica da localização, das cores e de suas diferenças, conforme se pode ver nas Figuras.

Dessa forma, pode-se quantificar e qualificar as tensões de cada uma das estruturas que compõem os conjuntos 1 e 2 e chegar a algumas conclusões. Neste estudo, o gradiente de cores das figuras representa a distribuição das tensões de von Mises.

Poderíamos apresentar as tensões mínimas principais (voltadas diretamente para as áreas onde ocorrem compressões estruturais marcantes) e as tensões máximas principais (apontando os locais de tração). Entretanto, a interpretação dos resultados, com base nas tensões de von Mises, é mais interessante, já que representa a atuação simultânea das compressões e trações, identificando qualitativamente estruturas suscetíveis à fadiga e, principalmente, associadas a deformações plásticas.

A Figura 5.1 aponta a distribuição das tensões de von Mises, no Conjunto 1 (coroa metalo-cerâmica sobre implante Frialit 2), sob ação de uma carga mastigatória paralela ao longo eixo do conjunto.

A simulação foi a de movimento mastigatório. Por um momento, um alimento duro é tocado numa pequena área do elemento dental. A carga simulada tem tendência a deslocar a coroa no sentido ocluso-gengival. Com a oposição do implante fixado no tecido ósseo, forma-se uma concentração de tensões no local da aplicação da carga, denotando uma região de fadiga estrutural e possível fratura, conforme se relata freqüentemente na prática clínica. O mesmo se pode afirmar do Conjunto 2 (implante Ankylos), Figura 5.2 .

Na fase de planejamento dos casos, o braço da alavanca, que pode ser criado no sistema, bem como a posição do implante devem ser considerados de fundamental importância para que os componentes mecânicos possam suportar cargas funcionais, sem ocorrência de fraturas. Da mesma forma, as cargas devem

ser dissipadas aos tecidos de suporte sem lhes causar danos, como já mencionado (Reinhardt *et al.* 1983; Rangert *et al.*, 1989).

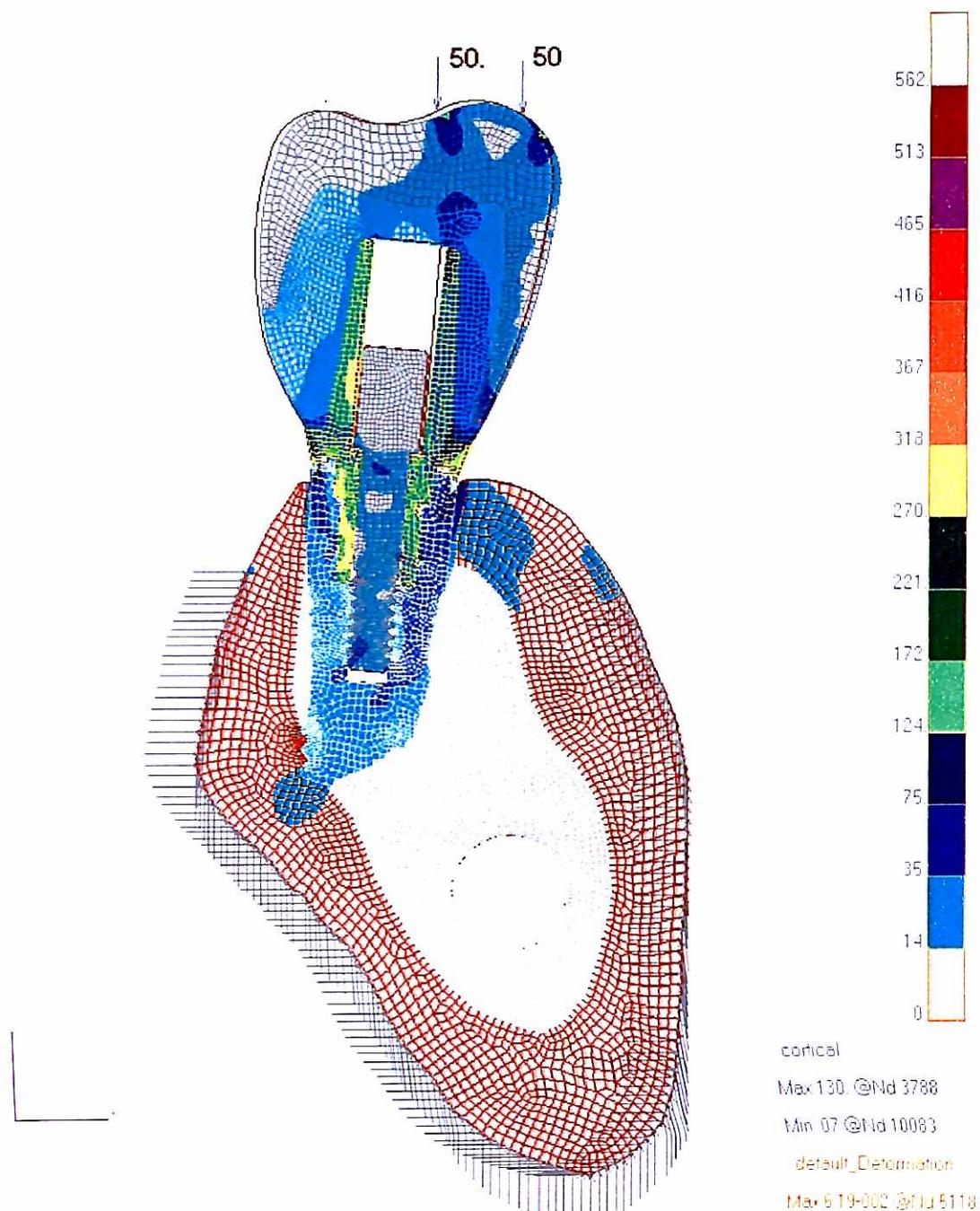


Figura 5.1 - Tensões de von Mises distribuídas no modelo matemático de um implante e coroa metalocerâmica ,(COJ 1), na altura da região do primeiro molar inferior, simulando forças mastigatórias no sentido ocluso-gengival

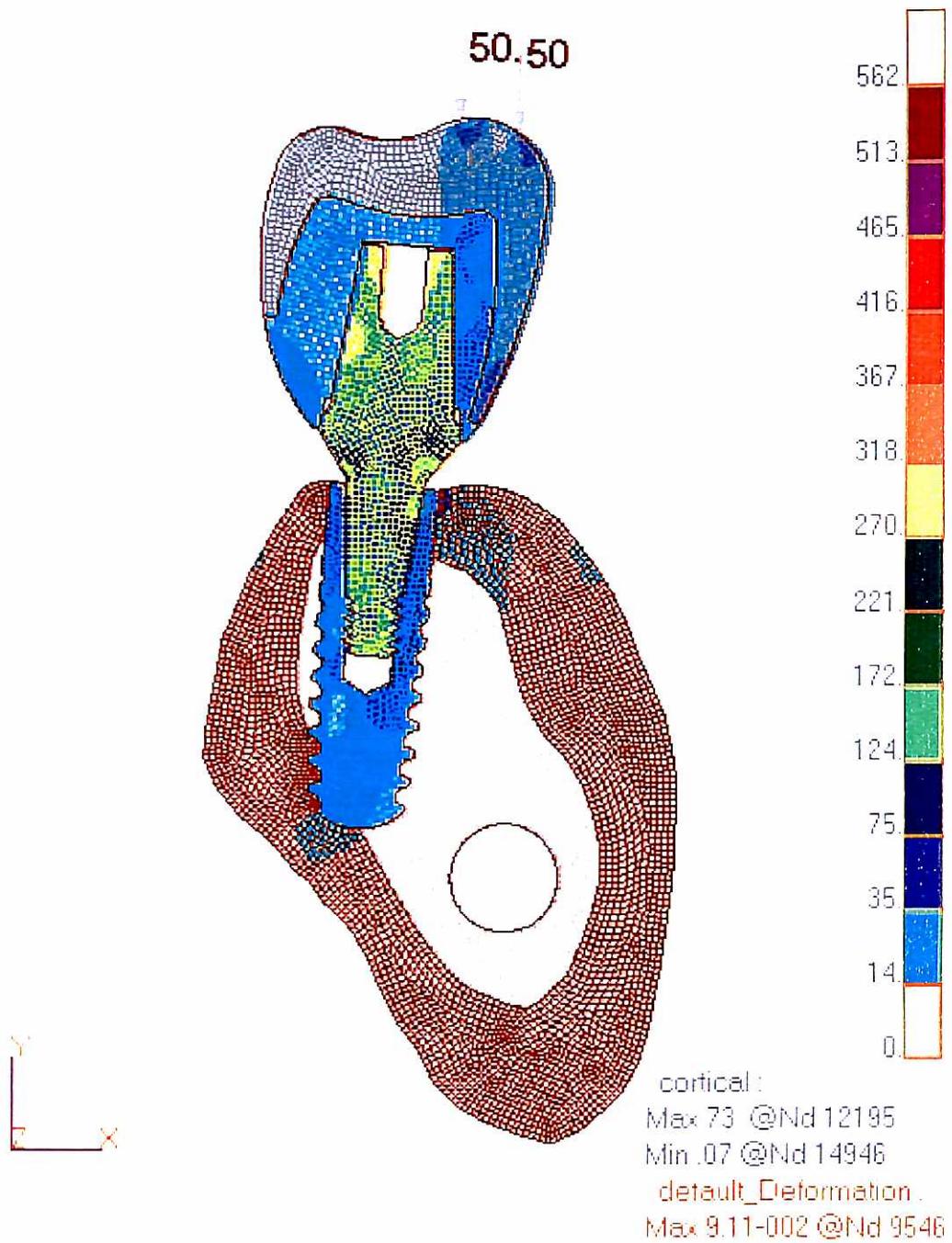


Figura 5.2 - Tensões de von Mises distribuídas no COJ 2, na altura da região do primeiro molar inferior, simulando a ação de forças mastigatórias no sentido ocluso-gengival

A reabsorção óssea em torno de um implante é causada por tensões de valores desconhecidos, razão pela qual os pesquisadores preferem análises qualitativas a quantitativas (Kitoh *et al.*, 1988; Skalak, 1988; Frost, 1994). Na linha desses autores, este estudo considera os valores médios para os valores encontrados nas escalas de gradientes de cor, visando à compreensão das comparações dos conjuntos .

As Figuras 5.1e 5.2 apontam os efeitos da aplicação de cargas nas coroas metalo-cerâmicas, nos componentes protéticos, nos implantes e no osso cortical e medular. Cada região apresenta singularidades, o que leva a utilizar a subdivisão proposta, para analisar a região de coroas, terço médio e região apical dos sistemas.

A Figura 5.3 mostra os pontos de aplicação de carga, nas vertentes oclusais interna e externa da cúspide vestibular da coroa . Nesses pontos, nota-se uma tensão de von Mises média ao redor de 148N/mm^2 . Na Figura 5.4, do Conjunto 2, no mesmo local, uma tensão 62,83% menor, com 55N/mm^2 .

Tal ocorrência pode levar à suposição de que o Conjunto 1 teria maior possibilidade de fratura na coroa, no local de aplicação de cargas, apesar de nada acharmos na literatura a esse respeito.

À medida que se aproxima do colo dos dois conjuntos, as tensões são mais elevadas. Kitoh *et al.*, (1988) afirmam que, sob carga vertical, ocorre concentração de tensões na cortical vestibular. Ocorre tendência de rotação e concentração de

tensões de von Mises neste lado, conforme o tipo de contato oclusal utilizado. O contato na vertente interna e externa da cúspide vestibular, devido à inclinação, gera um componente horizontal que tende a inclinar o conjunto coroa/implante para vestibular.

Observando-se os dois conjuntos (Figuras 5.3 e 5.4), verifica-se a concentração de tensão nesses locais, resultado da aplicação de cargas que induz uma tendência de deslocamento do conjunto nesse sentido. Tal fato pode ser confirmado, observando-se, em ambas as figuras, o deslocamento da coroa, com seu contorno original mostrado por uma linha vermelha (linha ao redor das coroas). Vale aqui lembrar os relatos de Sakaguchi e Borgersen (1993), que utilizando o método de elementos finitos bidimensionais, verificaram maior concentração de tensão de compressão na região cervical, quando comparada com a região incisal. Com a utilização de implantes com hexágono externo, a carga produziu a separação dos contatos entre o parafuso de ouro e a coroa.

Os repetidos ciclos de carga e repouso resultantes da mastigação podem gerar contato e separação dos componentes. Os achados clínicos de fraturas e afrouxamento de parafuso podem ser decorrência desse fenômeno, que se observa com maior frequência nos implantes com hexágono externo.

Em ambas as figuras, observa-se distribuição de tensões de von Mises relativamente semelhante. A cúspide lingual, com tensões baixas, em média 7 N/mm², aumentando à medida que atinge o coping (24,5N/mm²).

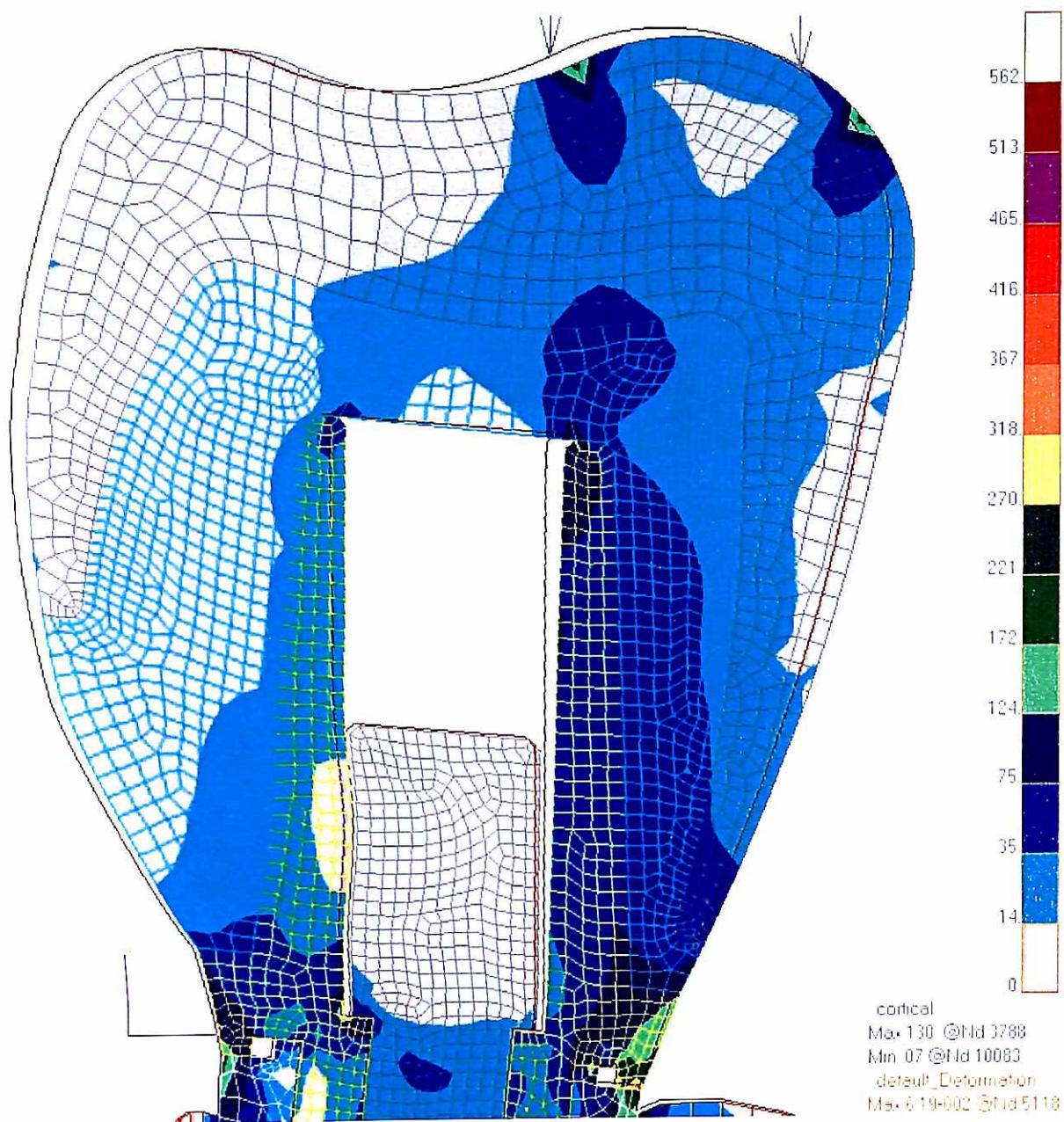


Figura 5.3 - Tensões de von Mises, numa aproximação junto ao pilar e coroa metalocerâmica (COJ 1), sob ação de forças no sentido ocluso-gengival

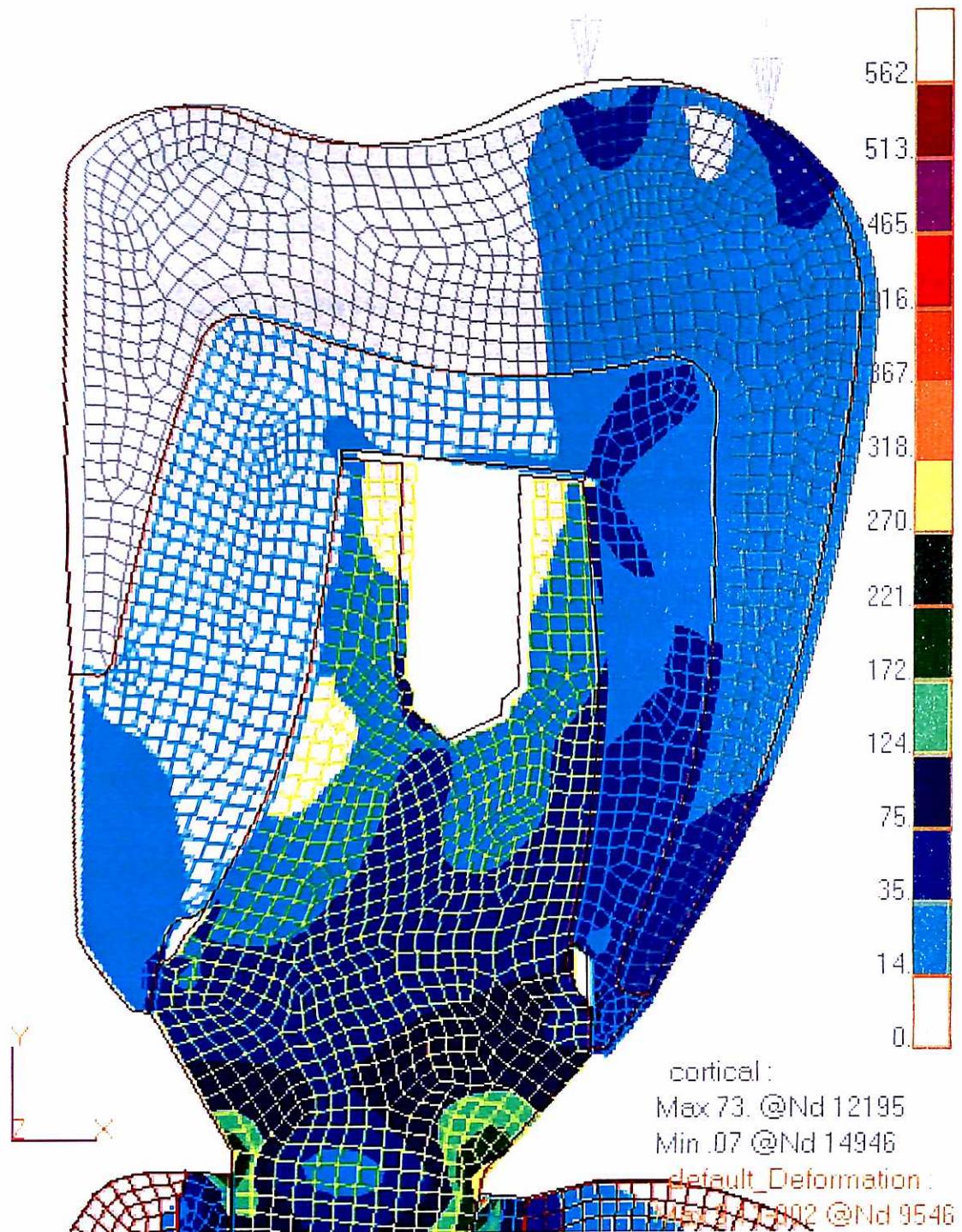


Figura 5.4 - Tensões de von Mises, numa aproximação junto à coroa protética e pilar intermediário, sob ação de forças no sentido ocluso-gengival. (COJ 2)

A grande diferença entre as Figuras 5.3 e 5.4 está no parafuso e no pilar do Conjunto 1 e no pilar do Conjunto 2. O primeiro é menos solicitado nessa região, apresentando, até, baixas tensões, em média, 7Nmm^2 . O Conjunto 1 apresenta tensões 87,27% menores que o Conjunto 2. Binon (2000) afirma que os parafusos dos pilares intermediários utilizados em implantes com hexágono interno (Conjunto 1) sofrem tensões de von Mises menores e mais distribuídas, já que são protegidos pela fêmea do hexágono, no corpo do implante.

As Figuras 5.5 (Conjunto 1) e 5.6 (Conjunto 2) mostram a região de terço médio dos sistemas de implante, mediante a aplicação de carga no sentido ocluso-gengival.

Na região cervical dos sistemas observa-se grande área de tensões. Para o Conjunto 1, no lado vestibular, tensões de von Mises de até 294N/mm^2 e, no lingual, menos solicitado, tensões médias de 148N/mm^2 . Tal diferença é prevista, já que a carga é aplicada na cúspide vestibular e o conjunto tende a ser mais solicitado nesse lado. Já para o Conjunto 2, as tensões de von Mises chegam a 342N/mm^2 no lado vestibular e 294Nmm^2 , no lado lingual. Assim, temos para o conjunto 1 tensões de von Mises menores que para o Conjunto 2. O pescoço do conjunto 2 é bem mais solicitado que o do Conjunto 1, com tensões maiores em toda a região.

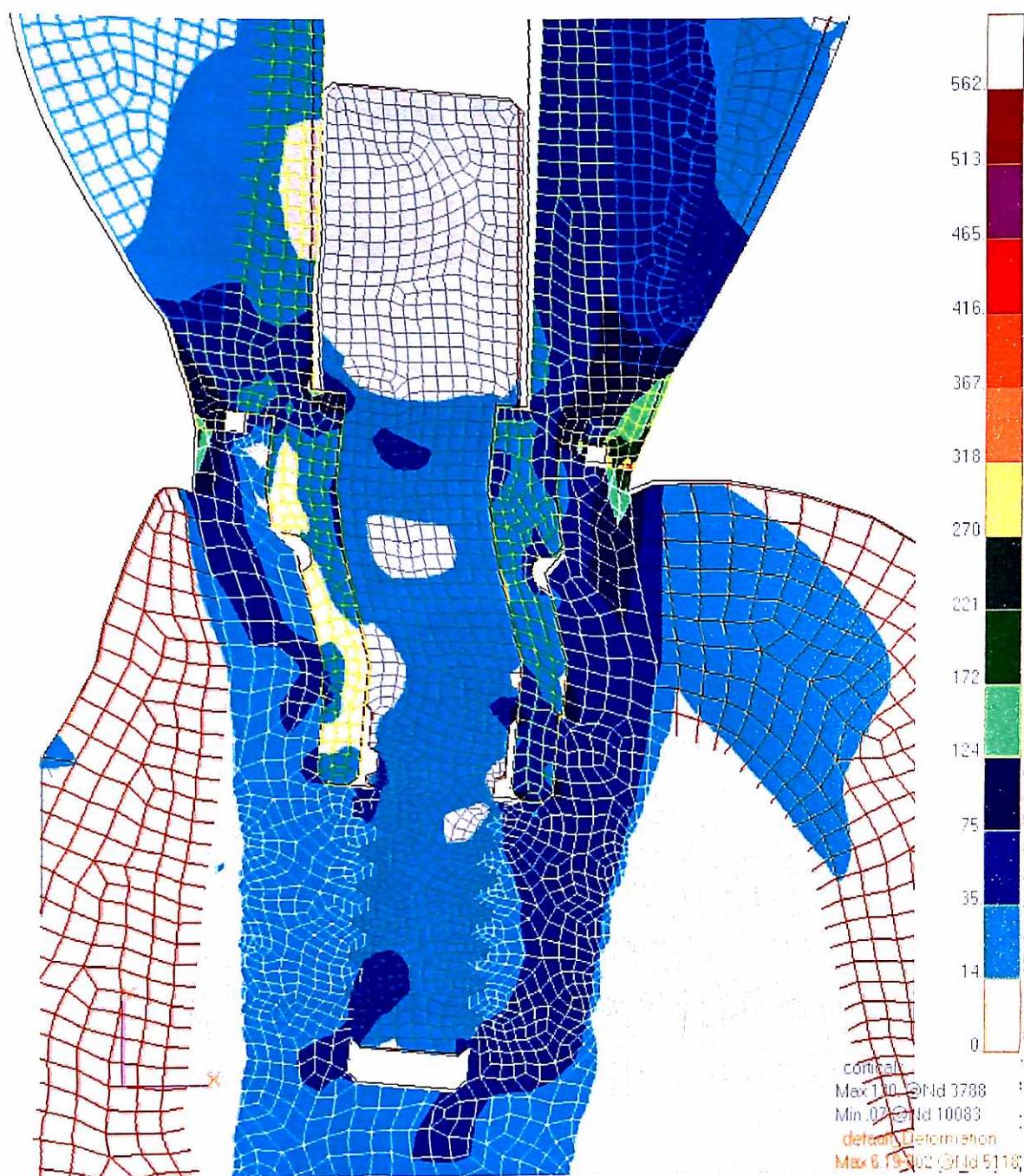


Figura 5.5 - Tensões de von Mises, numa aproximação da região do terço médio (COJ 1), sob ação de forças no sentido ocluso-gengival

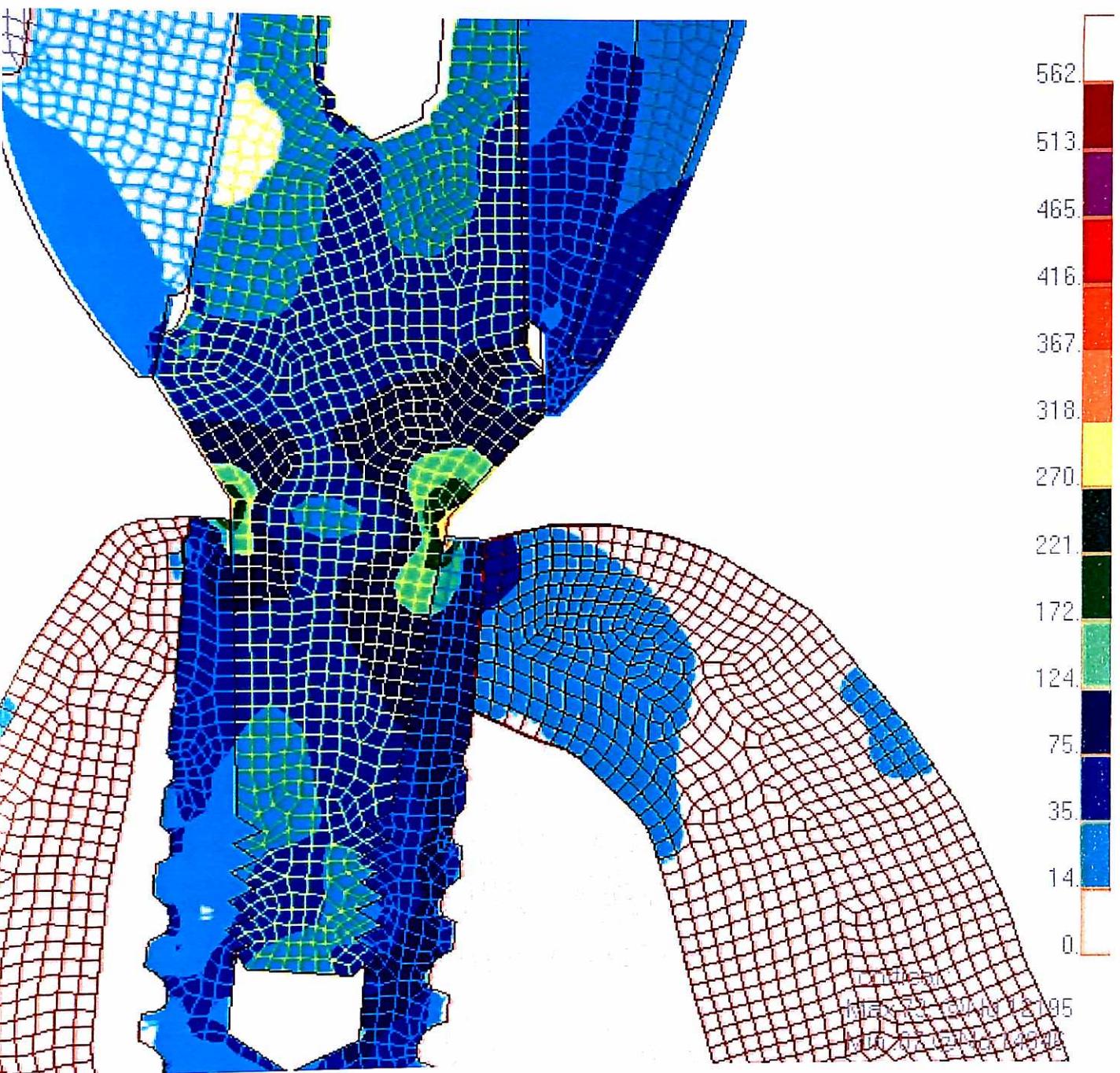


Figura 5.6 - Tensões de von Mises, numa aproximação junto ao terço médio do Conjunto 2 , sob ação de forças no sentido ocluso-gengival .

Tal fato poderia sugerir que esta zona do Conjunto 2, por ser altamente solicitada, está mais sujeita à fadiga e fratura, porém, a literatura não confirma essa hipótese. (a probabilidade, caso ocorresse, é que seria nesta área)

Moser e Nentwig (1989) relatam que, utilizando cargas oblíquas que variavam de 170 a 340N, após um milhão de repetições, não houve sequer alteração no *gap* entre o pilar e o implante, em imagens analisadas por microscopia eletrônica de varredura. Os autores indicam, para esta conexão, um spray congelador aplicado ao pilar, antes de rosqueá-lo ao implante, a fim de obter expansão térmica após o torque. Vale lembrar a afirmação de Mairgunther & Nentwig (1992) que o objetivo deste procedimento é obter melhor performance do sistema cônico para que funcionem como um só corpo, implante e pilar .

Na Figura 5.5, aparece concentração de tensão no colo vestibular, explicável pela tendência ao deslocamento do conjunto nesse sentido, o que ocorre, porque as duas cargas aplicadas são excêntricas e no lado vestibular. Kitoh *et al.* (1988) e Clelland *et al.*, (1993) mostram que os componentes da prótese e do implante, na mesma situação, apresentam concentração de tensão de compressão, junto à região do colo coronário do lado vestibular, e de tração, junto ao colo coronário lingual.

Na região óssea cortical, diretamente relacionadas com os implantes, observamos situações distintas para cada sistema. Na Figura 5.5, do Conjunto 1, na porção óssea cortical vestibular, junto ao colo, tensões de von Mises, que atingem em média $99,5\text{N/mm}^2$ e, no Conjunto 2, 55N/mm^2 , portanto, 44,72% menores. Na

porção óssea cortical, no lado lingual, na Figura 5.5, tensões de von Mises, em média, 55N/mm^2 e, para o Conjunto 2, $24,5\text{N/mm}^2$, o que representa uma média de 55,45%.

Vários autores apontam que o tecido ósseo cortical ao redor do implante, na região da crista óssea, sofre reabsorção de aproximadamente 1.0mm, após o primeiro ano em função, o que pode ser relacionado com a alta concentração das tensões acumuladas nesse local (Bränemark *et al.*, 1983; Adell *et al.*, 1990; Kitch *et al.*, 1988 e Rangert *et al.*, 1989).

No osso cortical dos dois conjuntos, verifica-se aumento significativo das tensões, apontando participação bem maior na absorção e distribuição das cargas transmitidas que o osso medular, o que já havia sido constatado por Ivanoff *et al.*, (1997), analisando a influência da bicorticalização de implantes. Também Reinhardt *et al.*, (1983) e Bidez & Mich (1992) afirmam que cargas elevadas nessa região causam danos ao osso e influenciam negativamente na longevidade da reabilitação implantodôntica.

Morris *et al.* (2001) mencionam a influência do tipo de desenho das roscas de implantes para obter melhor performance na região cortical, com menor agressão ao osso. Nentwig e Moser (1989) e novamente Morris *et al.*, (2001) afirmam que ocorre menor reabsorção óssea cortical para o sistema do Conjunto 2.

Nas Figuras 5.7 e 5.8, vêem-se os Conjuntos 1 e 2 em suas posições mais apicais e a distribuição de tensões de von Mises, oriundas da simulação da ação de

forças mastigatórias no sentido ocluso-gengival. Observa-se diminuição gradativa de intensidade das tensões de von Mises, à medida que se dirige ao tecido mais apical, observação feita também por Sendyk (1998).

O Conjunto 2, na região medular, apresenta tensões de von Mises de, em média, 7N/mm^2 e, o Conjunto 1, $24,5\text{N/mm}^2$. Assim, o Conjunto 2 transmite, nesta região, tensões 71,42% menores. Siegele & Soltesz (1989), avaliando implantes cilíndricos, cônicos e escalonados, em forma de parafuso e cilindros ocos, relatam que os cônicos e escalonados transmitem maiores tensões ao osso que os de formato regular. Apesar de o implante do Conjunto 1 ser escalonado, o Conjunto 2, cônico, apresenta-se mais benéfico para o tecido ósseo adjacente

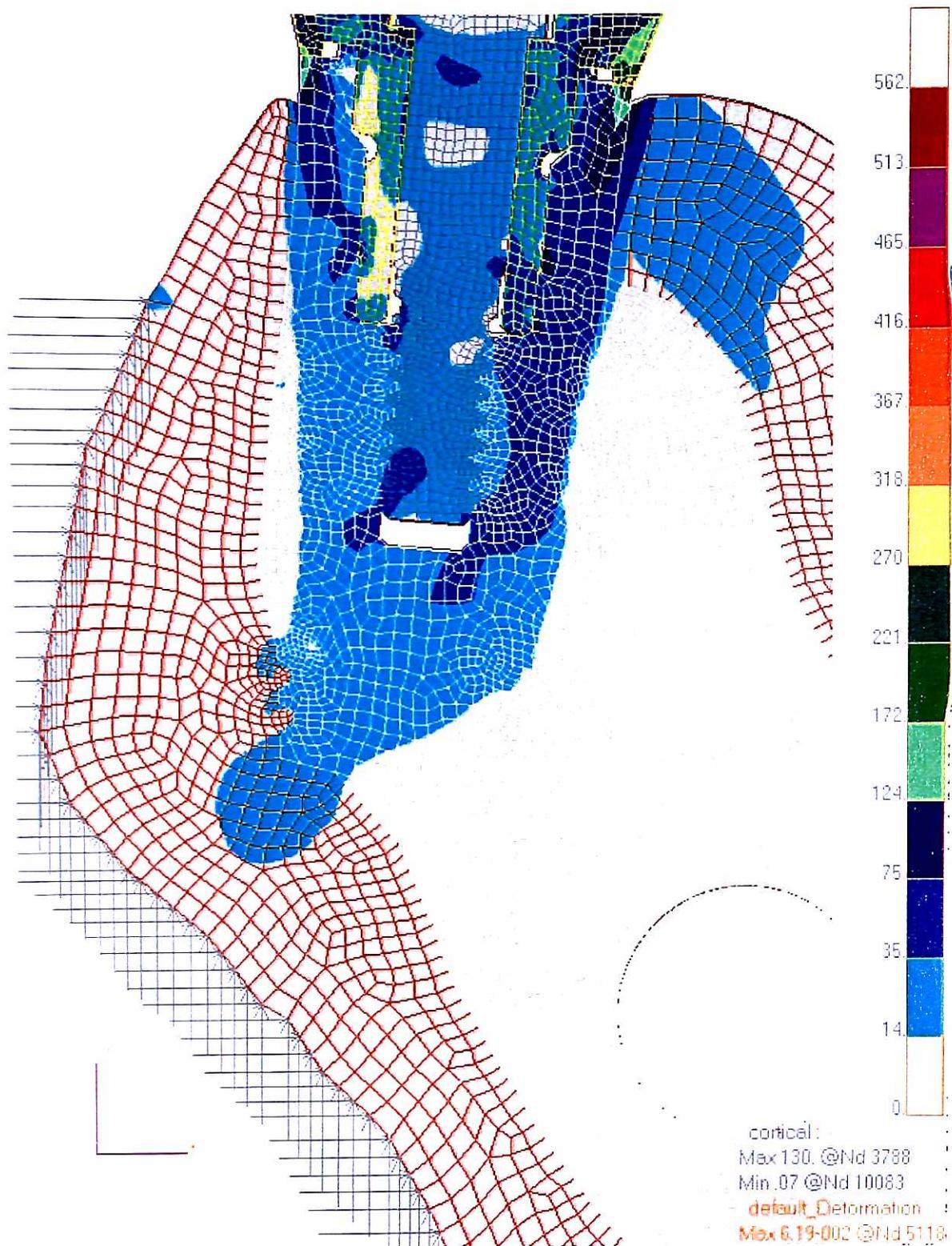


Figura 5.7 - Tensões de von Mises, numa aproximação junto à região do tecido ósseo e terço apical do COJ 1 , sob ação de forças no sentido ocluso-gengival.

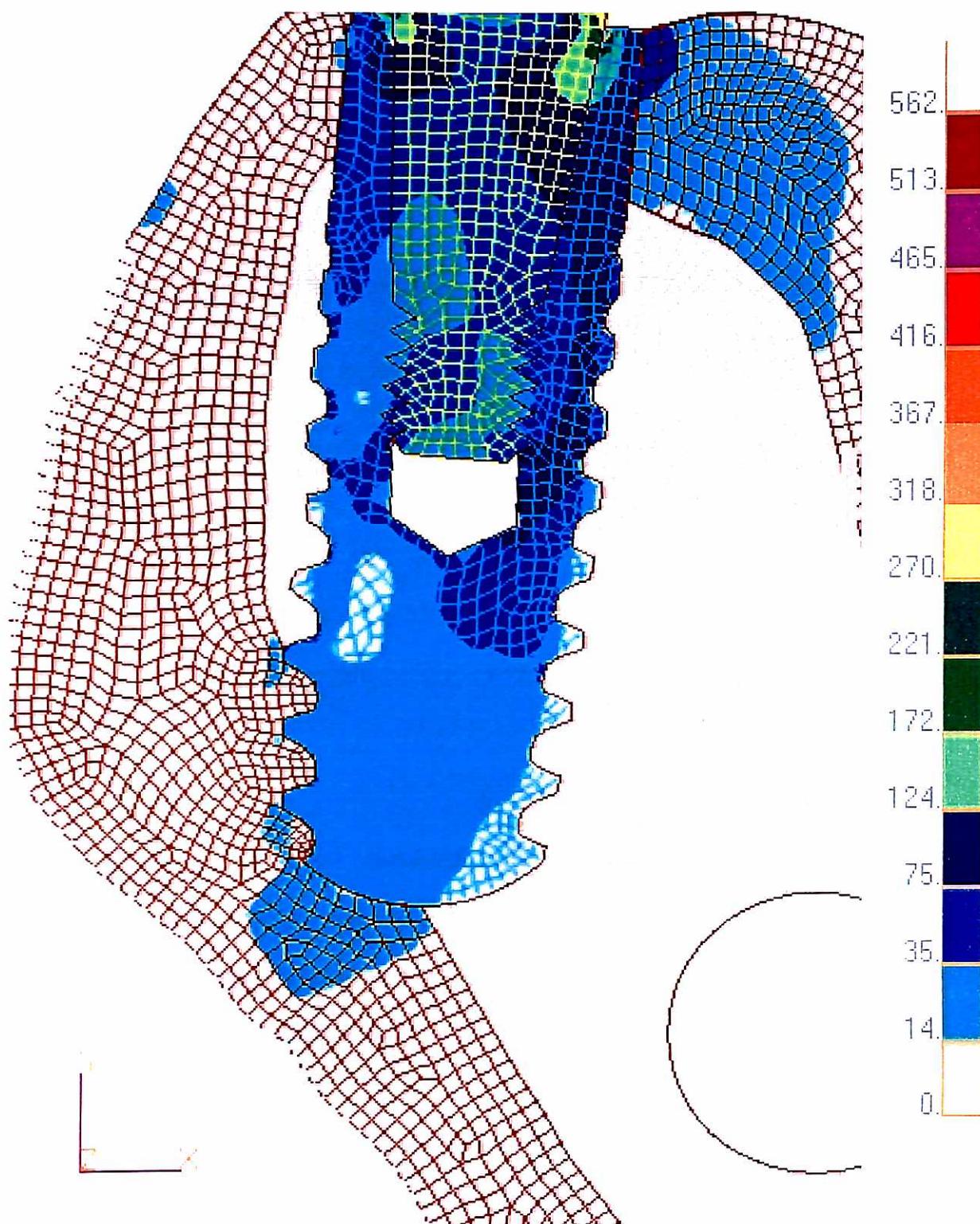


Figura 5.8 - Tensões de von Mises, numa aproximação junto à região do terço apical e junto ao tecido ósseo do COJ 2, sob ação de forças no sentido ocluso-gengival.

6 CONCLUSÕES

Para a situação avaliada, dentro desta metodologia, apresentam-se as conclusões :

- Em ambos os conjuntos, na região da coroa, observou-se uma concentração de tensões de von Mises junto ao ponto de aplicação de carga mastigatória, sendo que para o Conjunto 1 os valores foram maiores .
- Foi possível constatar concentrações mais altas de tensões de von Mises no pescoço do Conjunto 2, com a imagem do pilar mostrando nitidamente este fato.
- O hexágono interno, no Conjunto 1, mostra participar efetivamente da “proteção” do parafuso que prende o pilar intermediário . As tensões dissipam-se diretamente para o implante e deste para o osso. Desta forma, ao mesmo tempo em que se observam tensões menores no parafuso do Conjunto 1 , notam-se tensões muito maiores para o osso deste sistema .

- Em ambas as simulações, as porções de osso cortical são sempre as mais solicitadas, apresentando maiores valores. Já na região medular e apical observa-se uma diminuição gradativa destas tensões.
- Observaram-se comportamentos diferentes com relação à dissipação de tensões para as estruturas de suporte, na comparação dos sistemas, detectando-se menores valores para o Conjunto 2, significando maior proteção biomecânica das bases ósseas.

REFERÊNCIAS*

ADELL, R.; LEKHOLM, U.; ROCKELER, B.; BRANEMARK, P.I. A 15-years study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. **Int J Oral Surg**, Copenhagen, v. 10, n. 6, p. 387-416, Dec. 1981.

ADELL, R.; ERIKSSON, B.; LEKHOLM, U.; BRANEMARK, P. I.; JENT, T. A long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 5, n. 4, p. 347-359, Winter 1990.

ALBREKTSSON, T.; DAHL, E.; EMBON, L.; ENGVALL, S.; ENGQUIST, B.; ERIKSSON, A. R.; FELDMANN, G.; FREIBERG, N.; GLANTZ, P.O.; KJELLMAN, O.; KRISTERSSON, L.; KVINT, S.; KÖNDELL, P. A.; PALMQUIST, J.; WERND AHL, L.; ÁSTRAND, P. Osseointegrated oral implants: a swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. **J Periodontol**, Birmingham, v. 59, n. 5, p. 287-296, May 1988.

ARATAKI, T.; ADACHI, Y.; KISHI, M. Two-dimensional finite element analysis of a influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region. **Bull Tokyo Dent Coll**, Tokyo, v. 39, n. 3, p. 199-209, Aug. 1998.

BAIN, C.A; MOY, P.K. The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 8, p. 609-615, 1993.

* De acordo com ABNT NBR-6023: 2002. Abreviatura de periódicos segundo Base de Dados MEDLINE.

- BALFOUR, A.; O'BRIEN, G. R. Comparative study of antirotational single tooth abutments. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 73, n. 1, p. 36-43, Jan. 1995.
- BALSHI, T. J. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 11, p. 660-666, 1996.
- BALSHI, T.J.; HERNANDEZ, R.E.; PRYSZLAK, M.C.; RANGERT, B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 11, n. 3, p. 372-378, 1996.
- BARBIER, L.; SCHEPERS, E. Adaptive bone remodeling around oral implants under axial and nonaxial loading conditions in the dog mandible. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 12, p. 215-223, 1997.
- BECKER, W.; BECKER, B.E. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 74, n.1, p. 51-55, July 1995.
- BIDEZ, M. W.; MISCH, C. E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. **J Oral Implantol**, Abington, v. 18, n. 3, p. 264-274, 1992.
- BINON, P. P. Implants and components: entering the new millennium. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 15, n. 1, p. 76-94, Jan-Feb 2000.

BOGGAN, R. S.; STRONG, J. T.; MISH, C. E.; BIDEZ, M. W. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants.

J Prosthet Dent, St. Louis, v. 82, n. 4, p. 436-440, Oct 1999.

BRÅNEMARK, P.I. Osseointegration and its experimental background. **J Prosthet Dent, St. Louis**, v. 50, n. 3, p. 398-410, Sept., 1983.

BRÅNEMARK, P.I.; BREINE, U.; ADELL, R.; HANSSON, O.; LINDSTRÖM, J.; OHLSSON, A. Intra-osseous implants for dental prostheses: experimental studies.

Scand J Plast Reconst Surg, Stockholm, v. 3, n. 2, p. 81-100, 1969.

BRÅNEMARK, P. I.; HANSSON, B.; ADELL, R.; BREINE, U.; LINDSTRON, J.; HALLEN, O.; OHMAN, A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconst Surg**, Stockholm, v. 16, p. 7-127, 1977. Suplemento.

BURGUETE, R. L.; JOHNS, R. B.; KING, T.; PATTERSON, E. A. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. **J Prosthet Dent**, v. 71, p. 592-599, 1994.

CAPUTO, A. Análise das tensões. **Biomaterials science section**, p.1-6, Oct. 1993.

CHAMAY, A.; TSCHANTZ, P. Mechanical influences in bone remodeling. Experimental research on wolff's law. **J Biomech**, New York, v. 5, n. 2, p. 173-178, Mar. 1972.

CLELLAND, N. L.; ISMAIL, Y. H.; ZAKI, H. S.; PIPKO, D. Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 6, n. 4, p. 391-398, Winter 1991.

CLELLAND, N. L.; LEE, L. K.; BIMBENET, O. C.; GILAT, A. Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for loaded implant. **J Prosthodont**, Chicago, v. 2, n. 3, p. 183-189, Sep. 1993.

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

DUYCK, J.; NAERT, I. E.; VAN OOSTERWYCK, H.; VAN DER SLOTEN, J.; DE COOMAN, M.; LIEVENS, S.; PUERS, B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technol Health Care**, New York, v. 5, n. 4, p.253-273, Oct. 1997.

FAHAH, J.W.; CRAIG, R.G.; MEROUEH, K.A. Finite element analysis of a mandibular model. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 15, p. 615-624, 1988.

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

HAAS, R.; MENSENDORFF-POUILLY, N.; MAILATH, G.; WATZEK, G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 73, p. 274-279, 1995.

HARALDSON, T.; CARLSSON, G. E. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v. 85, n. 3, p. 200-208, Mar. 1977.

HARALDSON, T.; CARLSSON, G. E; INGERVALL, B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. **Acta Odontol Scand**, Stockholm, v. 37, n. 4, p. 195-201, Apr. 1979.

HOBO, S.; ICHIDA, E.; GARCIA, L. T. **Osseointegrated and occlusal implants rehabilitation**. Tokyo: Quintessence, 1989. p. 259.

HOLMGREM, E. P.; SECKINGER, R. J.; KILGREN, L. M.; MANTE, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis – a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. **J Oral Implantol**, Abington, v. 24, n. 2, p.80-88, 1998.

HOSHAW, S. J.; BRUNSKI, J. B.; COCHRAN, G. V. B. Mechanical loading of Brånemark implants affecting interfacial bone modeling and remodeling. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 9, p. 345-360, 1994.

HUANG, H. K.; LEDLEY, R. S. Numerical experiments with a linear force-displacement tooth model. **J Dent Res**, Chicago, v. 48, n. 1, p. 32-37, Jan./Feb. 1969.

HÚNGARO, P.; **Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte.** 2002. 100 f. Tese (Mestrado em prótese dentária) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

IVANOFF, C. J.; SENNERBY, L.; LEKHOLM, U. Influence of mono-and bicortical anchorage on the integration of titanium implants. A study in the rabbit tibia. **Int J Oral Maxillofac Surg**, Copenhagen, v. 25, n. 3, p. 229-235, June 1996.

IVANOFF, C. J.; SENNERBY, L.; JOHANSSON, C.; RANGERT, B.; LEKHOLM, U. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. **Int J Oral Maxillofac Surg**, Copenhagen, v. 26, n. 2, p. 141-148, Apr. 1997.

JAFFIN, R. A.; BERMAN, C. L. The excessive loss of Brånemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. **J Periodontol**, Birmingham, v. 62, p. 2-4, 1991.

JEMT, T.; LEKHOLM, U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow-up report. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 8, p. 635-640, 1993.

JEMT, T.; PETTERSSON, P. A. A 3-year follow-up study on single implant treatment. **J Dent**, Bristol, v. 21, p. 203-208, 1993.

JEMT, T.; LEKHOLM, U.; GRÖNDAHL, K. A 3-year follow-up study on early single implant restorations ad modum Brånemark. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 10, p. 340-349, 1990.

JEMT, T.; LINDÉN, B.; LEKHOLM, U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual check-up. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 7, p. 40-44, 1992.

JEMT, T.; LANEY, W. R.; HARRIS, D.; HENRY, P. J.; KROGH JR., P. H.; POLIZZI, G. Osseointegrated implants for single-tooth replacements: a 1 year report from multicenter prospective study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 6, p. 29-36, 1991.

JÖRNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 7, p. 353-359, 1992.

JUNG, S.H. Effects of several screw designs on stress distribution. **Clin Oral Impl Res**, London, v. 11, p. 390, 2000

KITOH, M.; MATSUSHITA, Y.; YAMAUE, S.; IKEDA, H.; SUETSUGU, T. The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 14, n. 1, p. 68-71, Jan. 1988.

LAGANÁ, D. C. **Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido.** 1996. 60 f. Tese (Livre Docência em prótese) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.

McCARTNEY, J. W. Cantilever rests: an alternative to the unsupported distal cantilever of osseointegrated implant-supported prostheses for the edentulous mandible. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 68, n. 5, p. 817-819, Nov. 1992.

McGLUMPHY, E.; CAMPAGNI, W. V.; PETERSON, L. J. A comparison of stress transfer characteristics of dental implant with a rigid or a resilient internal element. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 6, n. 5, p. 586-593, Nov. 1989.

MEIJER, H. J. A; STARMANS, F. J. M.; STEEN, W. H. A.; BOSMAN, F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. **Arch Oral Biol**, New York, v. 38, n. 6, p. 491-496, June 1993.

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

MERZ, B. R.; HUNENBART, S.; BELSER, U. C. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 15, n. 4, p. 519-526, Jul-Aug., 2000.

MIYATA, T.; KOBAYASHI, Y.; ARAKI, H.; MOTOMURA, Y.; SHIN, K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 13, n. 5, p. 677-83, Sep-Oct. 1998.

MORRIS, H.F.; SHELDON, W.; SHIGERU, O.; AHMAD, K. A new implant design to maximize contact with trabecular bone: Survival to 18 months . **J Oral Impl** , Chicago, v.27,n.4 , p.164-73,2001.

MOSER, W.; NENTWIG, G.H. Finite element studies for optimising implant thread designs. **Zeitschrift Für Zahnärztliche Implantologie** , München , band V , jan. 1989.

MULLENDER, M. G.; HUISKER, R. Proposal for the regulatory mechanism of Wolff's law. **J Orthod Res**, New York, v. 13, n. 4, p. 231-239, July 1995.

NAERT, I.; QUIRYNEN, M.; STEENBERGHE, D. V.; DARIUS, P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 68, n. 6, p. 949-956, Dec. 1992.

NORTON, M.R. An *in vitro* evaluation of strength of a 1-piece and 2 piece conical abutment joint in implant design. **Clin Oral Impl Res Munksgaard**, v.11 p.458-464, 2000.

OGISO, M.; TABATA, T.; KUO, P. T.; BORGESSE, D. A histological comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 71, n. 6, p. 581-591, June 1994.

PAREIN, A. M.; ECKERT, S. E.; WOLLAN, P. C.; KELLER, E. E. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. **J Prosthet Dent**, Chicago, v. 78, n. 1, p. 34-42, July 1997.

PRIEST, G.F. Failure rates of restorations for single-tooth replacement. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 9, p. 38-45, 1996.

PUGH, J. W.; ROSE, R. M.; RADIN, R. L. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. **J Biomech**, New York, v. 6, n. 5, p. 475-485, Sept. 1973.

RANGERT, B.; JEMT, T.; JÖRNEUS, L. Forces and moments on Brånemark implants. **Int J Maxillofac Implants**, Chicago, v. 4, n. 3, p. 241-247, 1989.

RANGERT, B.; KROGH, H.J.; LANGER, B.; ROEKEL, N.V. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 10, n. 3, p. 326-334, 1995.

RANGERT, B.; SULLIVAN, R.M.; JEMT, T. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 12, p. 360-370, 1997.

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

RICHTER, E. J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 61, p. 602-609, 1989.

ROBERTS, E.; TURLEY, P. K.; BREZNIAK, N.; FIELDER, P. J. Bone physiology and metabolism: Implants. **J Calif Dent Assoc**, Sacramento, p.54-61, 1987.

SAKAGUCHI, R.; BORGENSEN, S. E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993.

SATO, Y.; TEIXEIRA, E. R.; TSUGA, K.; SHINDOI, N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 26, n. 8, p. 640-643, Aug. 1999.

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

SEWERIN, I. P. Radiographic control of fixture-abutment connection in Brånemark implant technique. **Scand J Dent Res**, Copenhagen, v. 97, n. 6, p. 559-564, Dec. 1989.

SIEGELE, D.; SOLTESZ, U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. **Int J Oral Maxillofac Implants**, Chicago, v. 4, n. 4, p. 333-340, Winter 1989.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, June 1983.

SKALAK, R. Stress transfer at the implant interface. **J Oral Implantol**, Abington, v. 13, n. 4, p. 581-593, Oct. 1988.

SYKARAS, N.; IACOPINO, A. M.; MARKER, V. A.; TRIPLETT, R. G.; WOODY, R. D. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 15, n. 5, p. 675-690, Sept-Oct. 2000.

THRESHER, R.W.; SAITO, G. E. The stress analysis of human teeth. **J Biomech**, New York, v. 6, n. 5, p. 443-449, Sept. 1973.

VALENTIN, I.; TAÏEB, A.; BENHAÏM, L.; FRANQUIN, J. C.; HOURI, A. Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation plane par éléments finis. **Cah Prothèse**, Paris, v. 72, p. 142-153, Dec. 1990.

Van ROSSEN, I. P.; BRAAK, L. H.; PUTTER, C.; GROOT, K. Stress-absorbing elements in dental implants. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 64, n. 2, p. 198-205, Aug. 1990.

WILLIAMS, K. R.; WATSON, C. J.; MURPHY, W. M; SCOTT, J.; GREGORY, M.; SINOBAD, D. Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants. **Quintessence Int**, Carol Stream, v .21, p. 563-570, 1990.

ZARB, G. A.; SCHMITT, A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants in posterior partially edentulous patients. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 6, p. 189-196, 1993.

Autorizo a reprodução e/ou divulgação total ou parcial da presente obra, por qualquer meio convencional ou eletrônico, desde que citada a fonte e comunicada ao autor, a referência em que consta a citação.

Sergio Eduardo Tricta Quaresma

Universidade de Santo Amaro

São Paulo, 02 de junho de 2003

e-mail: setquaresma@uol.com.br