

Aline Franco Siqueira

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS
DE UM DISPOSITIVO PARA ESTABILIZAÇÃO DE
IMPLANTES EM ÁREAS DE PNEUMATIZAÇÃO DO SEIO
MAXILAR**

Florianópolis
2006

Aline Franco Siqueira

**ANÁLISE PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS
DE UM DISPOSITIVO PARA ESTABILIZAÇÃO DE
IMPLANTES EM ÁREAS DE PNEUMATIZAÇÃO DO SEIO
MAXILAR**

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-graduação em Odontologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito parcial para a obtenção do título de MESTRE em ODONTOLOGIA, área de concentração Implantodontia.

Orientador : Ricardo de Souza Magini

Florianópolis
2006

Aline Franco Siqueira

Esta tese foi julgada adequada para a obtenção do título de “Mestre em Odontologia”, área de concentração Implantodontia, e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em Odontologia.

Florianópolis, 03 de fevereiro de 2006

Prof.Dr. Ricardo de Sousa Vieira
-Coordenador do Programa-

BANCA EXAMINADORA:

Prof.Dr. Ricardo de Souza Magini
-Orientador-

Prof.Dr. Edison da Rosa
-Membro-

Prof.Dr. Sebastião Luiz Aguiar Gregghi
-Membro-

Dedico este trabalho

A Deus,

Aos meu pais, Jorge e Georgina,

Aos meus irmãos, Fabricio e Vinicius,

Ao meu amor, Daniel,

por serem a força necessária para a concretização deste sonho.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por ser a razão de tudo.

Aos meus pais, Jorge e Georgina, por serem o alicerce de toda esta construção. Meu reconhecimento e minha gratidão por abdicarem de seus sonhos em prol dos nossos; por deixarem de viver suas vidas para viver as nossas. Obrigada por tudo.

Aos meus irmãos, Fabricio e Vinicius, por serem a força necessária para eu superar as adversidades e ir em busca dos meus sonhos. Agradeço pelo amor, carinho e apoio incondicional em todos os momentos da minha vida.

Ao meu amor, Daniel, por ser o responsável pela minha formação técnico-científica. Obrigada por ser muito mais que amigo, muito mais que companheiro, muito mais que namorado.....um verdadeiro porto seguro.

Aos meus avós, tios e primos, por serem essenciais na concretização desta construção. Obrigada pelo carinho e pela força indispensáveis nesta caminhada.

À minha cunhada, Gisele, pela alegria contagiante.

Aos meus sogros, Paulo e Denise, aos meus cunhados, Mikaela, Kiko, Gimol, Ariel e Vanessa, aos meus sobrinhos, Mateus e Laila, por serem minha segunda família. Apesar da distância, obrigada por estarem sempre presentes torcendo pela realização dos nossos sonhos.

Ao meu professor e orientador, Ricardo de Souza Magini, por me ensinar a sonhar, a acreditar e a buscar.

Ao professor Antônio Carlos Cardoso, por despertar em mim o senso crítico e me incentivar a buscar sempre mais.

Ao professor e amigo, Wilson Andriani Junior, por ter me ensinado o legado de “ser professor”. Obrigada pela atenção e colaboração em tantos momentos.

Ao professor Sebastião Luiz Aguiar Gregghi, por não ser apenas um professor de odontologia mas um exemplo de ser humano. Espero que seus ensinamentos estejam sempre presentes guiando o meu caminho. Obrigada por tudo.

Ao professor do departamento de Engenharia Mecânica da UFSC Edison da Rosa por ter indicado o caminho para que eu pudesse realizar este trabalho. Obrigada pela atenção.

Ao professor do departamento de Dentística da FOB-USP, Eduardo Batista Franco, porque através do PET (Programa Especial de Treinamento) forneceu suporte para eu ingressar na pós-graduação.

À Daniela, doutoranda do departamento de Engenharia Mecânica da UFSC, pela atenção despendida em todos os momentos. Seria impossível a realização deste trabalho sem sua ajuda.

Aos amigos-irmãos, Angélica, César, Cleide e Kazuza, força, compreensão, coragem, paciência, serenidade, um constante aprendizado. Sem vocês teria sido impossível superar a ausência da minha família.

Aos amigos do mestrado e doutorado, César, Raul, Magal, Cleide, Angélica, Dirce, Cimara, Titi, Gustavo e Hiron, pelo companheirismo, tornando a jornada menos árdua.

Aos estagiários, China, Marcel e Iza, pelo companheirismo e colaboração imprescindível.

Aos meus amigos do Centrinho, Ana, Ju, Celene, Tati, Lígia, Marcelo, Kazuza, Fábio, e a minha companheira de quarto, Elisa, porque apesar de distantes são onipresentes. Agradeço por me fazerem entender o valor da verdadeira amizade.

Aos amigos de Bauru, da Clínica Via Oral, da FOB-USP e do meu ex-consultório, por compartilharem comigo este sonho. Agradeço pelo apoio e carinho.

Às funcionárias do CEPID, Dolores, Gisela, Miriam e Taís, pela dedicação e paciência.

À funcionária da Pós-graduação, Ana, pela dedicação em sua função.

Aos funcionários da faculdade, pela dedicação e colaboração em todos os momentos.

SIQUEIRA, Aline Franco. **Análise pelo método dos elementos finitos de um dispositivo para estabilização de implantes em áreas de pneumatização do seio maxilar**. 2006. 101f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Objetivo: A instalação de implantes na região posterior da maxila é um desafio frente aos padrões de reabsorção pós-exodontia, pneumatização do seio maxilar e também pela qualidade do tecido ósseo remanescente. Muitas técnicas foram desenvolvidas, e continuam sendo aprimoradas, para reduzir o tamanho e alterar a anatomia do seio maxilar possibilitando a instalação de implantes em número, comprimento e posições adequadas para futura reabilitação protética. Este estudo analisou a distribuição de tensões von Mises pelo método dos elementos finitos no tecido ósseo adjacente a um implante instalado em uma maxila posterior edêntula. **Materiais e Métodos:** Foram construídos 4 modelos tridimensionais desta área para simular diferentes abordagens terapêuticas: 1-ausência de tratamento, 2-dispositivo de retenção, 3-enxertos ósseos, 4-remanescente ósseo suficiente para instalação de um implante. Forças axiais e oblíquas de 300 N foram consideradas e as tensões resultantes analisadas. **Resultados:** A maior concentração de tensões foi no osso cortical tanto da crista óssea quanto do assoalho do seio maxilar. O dispositivo de retenção proposto apresentou uma melhor distribuição de tensões quando comparado a ausência de tratamento, porém, a situação com enxertos ósseos (cortical e medular) apresentou distribuição mais favorável do que as demais. **Conclusão:** Os resultados deste estudo sugerem que o dispositivo proposto poderia ser uma nova forma de tratamento para as regiões posteriores de maxila se os resultados puderem ser comprovados em estudos *in vivo*.

Palavras-chaves: implante, maxila posterior, elementos finitos, distribuição de tensões, dispositivo de retenção

SIQUEIRA, Aline Franco. **3D Finite Element Analysis of a device to improve de primary implant stability in the posterior atrophic edentulous maxilla** . 2006. 101f. Dissertação (Mestrado em Odontologia – Área de concentração Implantodontia) – Curso de Pós Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

Objective: In the posterior maxilla, implant placement is frequently complicated by unfavorable postextraction resorptive patterns, pneumatization of the maxillary sinus and the often poor quality of the remaining alveolar bone. Many techniques have been developed and tested to reduce the size and alter the anatomy of the sinus to augment the quantity of bone available for an adequate number of prosthetically well-placed implants of a satisfactory length. This *in vitro* study investigated the stress distribution in the bone surrounding an implant placed in a posterior edentulous maxilla. **Material and Methods:** 4 3D-Finite Element models of a maxillary posterior section were used to simulate different clinical scenarios: 1-no treatment, 2- a retention device, 3-bone grafts and 4-sufficient residual bone for implant placement. Axial and oblique loads of 300 N were considered and the stresses developed in the supporting structures were analyzed. **Results:** The von Mises stress distribution showed a high stress concentration in both cortical bone (maxillary bottom and crestal bone). The stress distribution in proposed device was better than the model with the absence of treatment and the bone grafts showed a more suitable stresses distribution than the others models. **Conclusion:** These findings suggest that this device could be a new clinical approach for the posterior atrophic edentulous maxilla if the *in vivo* studies validated the present results.

Key-words : implant, posterior maxilla, finite element analysis, stress distribution, retention device

SUMÁRIO

RESUMO	7
ABSTRACT	8
INTRODUÇÃO	10
ARTIGO 1 – Versão em português do artigo 1	23
ARTIGO 2 - Versão em português do artigo 2	54
MANUSCRIPT – Versão em inglês do artigo 2	76
BIBLIOGRAFIA CONSULTADA	99

1 INTRODUÇÃO

O procedimento de levantamento de seio maxilar tornou-se um dos procedimentos cirúrgicos mais comuns para aumentar a quantidade de tecido ósseo na maxila posterior edêntula. Desde a introdução da técnica, realizada por Boyne e James (1980), vários tipos de materiais, implantes e modificações cirúrgicas têm sido propostos para melhorar a eficácia da terapia. Para obtenção de prognóstico favorável e sucesso a longo prazo das próteses implanto-suportadas, é necessário um planejamento adequado e minuciosa execução do procedimento cirúrgico com base no conhecimento anatômico da área e nas diversas técnicas relatadas na literatura.

A função do seio maxilar não está totalmente esclarecida podendo estar relacionada à adição de ressonância na voz, de algum grau de função olfativa, aquecer e umidificar o ar inspirado e/ ou reduzir o peso do crânio. Em adultos, o seio maxilar é uma cavidade com forma piramidal sendo sua base a parede lateral do nariz e seu ápice estende-se para dentro do processo zigomático. É revestido internamente por um fino epitélio ciliado respiratório que é contínuo com o epitélio do nariz apresentando, porém, menor espessura (aproximadamente 1 mm) e menor vascularização. Tal estrutura tem a função de transportar fluídos como pus e muco em direção ao óstio, que conecta o seio maxilar ao meato médio da cavidade nasal (BERGH VAN DEN et al., 2000).

O seio maxilar apresenta tamanho insignificante até erupção dos dentes permanentes sendo que sua pneumatização parece se completar na

adolescência, ficando seu volume em torno de 12-15 cm³. As dimensões médias são de 25-35 mm de largura, 36-45 mm de altura e 38-45 mm de comprimento e o assoalho, em adultos dentados, localiza-se 1 cm abaixo do assoalho nasal. Anteriormente, estende-se geralmente até a região de premolar ou canino e sua maior convexidade ocorre na área de primeiro molar. Há, portanto, uma grande variedade de tamanho e forma até no mesmo indivíduo (BERGH VAN DEN et al., 2000).

O suprimento sangüíneo do seio deriva da artéria infra-orbitária, palatina maior e alveolar superior posterior. De acordo com Solar et al. (1999), podem ser encontradas várias anastomoses das artérias alveolar superior posterior e infra-orbitária dentro da parede lateral antral, o que também fornece suprimento para a membrana de Schneider assim como para os tecidos vestibulares. Já a drenagem linfática ocorre via forame infra-orbitário e óstio sendo o epitélio ciliado responsável pelo transporte de muco até o último.

Há duas paredes no seio maxilar que são importantes para o ato cirúrgico: a parede anterior ou bucal e a parede interna ou nasal. A primeira geralmente consiste de um osso compacto fino contendo os canais neurovasculares que vão para os dentes anteriores, se estes estiverem presentes; é recoberta por um tecido composto por músculos e periósteo que contém a artéria e veia facial, o sistema linfático e os nervos infra-orbitários. A parede nasal tem uma forma retangular e constitui o septo ósseo entre o seio maxilar e o nariz; a parte inferior desta parede corresponde com o meato inferior da cavidade nasal marcada por uma tuberosidade da concha inferior. No meio desta parede, uma estrutura óssea muito frágil pode ser reconhecida, o hiato do seio. Estes aspectos anatômicos

mencionados possuem relevância clínica no momento do ato cirúrgico (CHANAVAZ, 1990).

Anatomicamente, a maxila pode ser dividida em osso alveolar e basal sendo que o primeiro é formado ao redor dos dentes durante sua erupção. Em condições favoráveis, ou seja, na ausência de doença periodontal, o osso alveolar é mantido e até mesmo estimulado a aumentar devido às tensões provenientes do ligamento periodontal. Com a perda dos dentes, há reabsorção deste osso e, concomitantemente, pneumatização do seio maxilar, preenchendo grande parte do processo alveolar. Estes processos variam grandemente de pessoa para pessoa e até mesmo de um lado para outro. Nessas situações, a quantidade de osso - altura e espessura - pode ser insuficiente para o tratamento com implantes osseointegrados (BERGH VAN DEN et al., 2000).

Adicionalmente, com o avanço da idade, o processo de reabsorção é ligeiramente mais intenso do que o processo de formação do tecido ósseo, levando a uma perda gradual de massa óssea; há também uma redução da espessura e um aumento do grau de porosidade de estruturas corticais e trabeculares. Este padrão de perda óssea relacionado a idade parece ser mais comum em osso trabecular do que cortical, em parte por causa da taxa de remodelação do primeiro que é substancialmente mais alta do que o segundo. Essas mudanças são fundamentalmente devido a um aumento da atividade osteoclástica e diminuição da atividade osteoblástica. Além disso, a idade também está associada com uma arteriosclerose gradual reduzindo, assim, a vascularização do tecido ósseo e diminuindo seu potencial de cicatrização (CHANAVAZ, 1990).

Após a perda dos elementos dentais, ocorre uma extensa reabsorção óssea tanto em altura quanto em espessura dificultando ou até mesmo inviabilizando o tratamento com implantes osseointegrados. Assim, surgiram várias classificações para caracterizar o tecido ósseo e, conseqüentemente, planejar as possibilidades terapêuticas.

Lekholm e Zarb (1985) classificaram a condição do tecido ósseo em relação a quantidade e qualidade sendo que a primeira varia de A (ausência de reabsorção do osso alveolar) a E (extrema reabsorção do osso basal) e a segunda de 1 a 4 de acordo com a quantidade e densidade de osso cortical e trabecular, onde o osso tipo 1 é totalmente cortical e o osso tipo 4 extremamente poroso. Na região posterior da maxila geralmente está presente osso tipo 3 e 4 e grande reabsorção do osso alveolar dificultando ou até mesmo impossibilitando a instalação de implantes.

Cawood e Howell (1988) propuseram uma divisão do tecido ósseo na região posterior de maxila em 6 classes de acordo com a altura e espessura, onde na classe I as dimensões são mantidas devido a presença do elemento dental; após a perda do elemento dental, a área é preenchida por tecido de granulação reparativo que posteriormente será transformado em tecido ósseo, caracterizando a classe II; na classe III, o rebordo ósseo remanescente possibilita o tratamento com implantes; já na classe IV isso não é possível pois há altura suficiente mas limitação de espessura (rebordo em lâmina de faca); a classe V apresenta reabsorção óssea em altura e espessura e na classe VI, além de uma extensa reabsorção, há uma avançada pneumatização do seio maxilar.

Dependendo da condição anatômica da área, o acesso poderá ser realizado pela crista do rebordo ou através de uma janela lateral em 1 ou 2 estágios cirúrgicos. Quando o remanescente ósseo for menor que 4 mm, está indicado a realização do preenchimento do seio maxilar previamente a instalação dos implantes (ZITZMANN; SCHARER, 1998). Após o período de cicatrização de 6 a 18 meses, dependendo do material utilizado, os implantes podem ser colocados (WHEELER; HOLMES; CALHOUN, 1996). O procedimento em um único estágio é o tratamento de escolha quando a altura óssea varia de 4 a 6 mm, permitindo a estabilidade inicial do implante (KENT, 1989). Portanto, se houver mais que 6 mm, a técnica dos osteótomos pode ser realizada e o implante instalado simultaneamente ao levantamento de seio (SUMMERS, 1994).

Blomqvist; Alberius; Isaksson (1998) avaliaram os resultados da reconstrução prévia do seio maxilar com enxerto em bloco removido da crista ilíaca e posterior instalação dos implantes. Um total de cinquenta pacientes recebeu 314 implantes de vários tamanhos sendo que 202 foram instalados na área de enxerto ósseo e 112 anteriormente à região de seio maxilar. Os resultados mostraram que 84% dos implantes instalados em seios enxertados estavam osseointegrados enquanto na região anterior este número foi de 75%. Uma possível explicação para este fato poderia ser o comprimento dos implantes instalados nestas áreas pois na região de seio maxilar 80% (161 dos 202) dos implantes eram de 13 mm ou maiores e na região anterior apenas 60% (68 dos 112) eram de 13 mm ou menores provavelmente devido a restrição imposta pela cavidade nasal.

Khoury (1999) realizou um estudo clínico envolvendo a realização de 216 levantamentos de seio maxilar e instalação imediata de 467 implantes em regiões onde a altura óssea variava de 1 a 5 mm. Os implantes foram suportados subantralmente com enxerto ósseo em bloco removido da área retromolar e sínfise mandibular e os espaços remanescentes preenchidos com vários materiais tais como: colágeno, osso autógeno maxilar, hidroxiapatita, osso autógeno mandibular, associados ou não a membrana Gore-Tex ou cola de fibrina. Um total de 28 implantes falhou e o restante permaneceu osseointegrado como pôde ser comprovado clínica e radiograficamente sendo que a melhor regeneração foi observada nos pacientes onde o preenchimento foi realizado com enxerto ósseo autógeno mandibular.

Johansson et al. (1999) compararam o prognóstico de implantes instalados na região de seio maxilar, simultâneo ao enxerto em bloco inlay (Classe V ou VI de Cawood; Howell), e áreas com quantidade óssea suficiente para sua instalação (Classe III ou IV de Cawood; Howell). Após 3 anos sob carga, a taxa de sucesso cumulativo para a estabilidade dos implantes foi de 75,3% para a área de enxerto e 93,1% para as áreas com tecido ósseo adequado, a perda óssea de 1,4 mm e 1,1 mm, respectivamente, e a estabilidade protética foi 94,9% e 97,3%. A taxa de perda precoce, ou seja, antes de completar o tratamento protético foi significativamente maior para o grupo de estudo (16,1%) do que para o grupo controle (2,9%). Concluíram que a técnica cirúrgica de enxerto em bloco inlay com a instalação simultânea de implantes pode ser um método seguro, com resultados previsíveis, em pacientes com maxila atrófica onde seria impossível o tratamento

com implantes osseointegrados. Porém, uma maior taxa de falha pode ser esperada em tais situações.

Schlegel et al. (2003) compararam a eficácia de um substituto ósseo xenógeno (Bio-Oss) para preenchimento do seio maxilar. Para tal, utilizou 10 cães beagle, com 12 meses de idade, onde extraíram 3 pré-molares superiores de ambos os lados e após 6 semanas realizaram 2 cavidades de tamanho predefinido. Foram instalados 2 implantes em cada defeito sendo que um foi preenchido com osso autógeno e o outro com Bio-Oss. A análise histológica, após 90 dias, mostrou uma redução do enxerto de aproximadamente 4% para o primeiro e 15% para o segundo e, aos 180 dias, somente o osso autógeno apresentou maior redução ficando em torno de 40%. Aos 90 dias, o contato osso-implante foi maior no grupo preenchido com osso autógeno (60%) comparado ao Bio-Oss (52%) enquanto aos 180 dias a situação foi contrária, 42% e 63%, respectivamente. Os resultados indicaram que este substituto ósseo pode ser utilizado para procedimentos de levantamento de seio maxilar tendo a vantagem de prevenir a reabsorção da área enxertada devido às suas propriedades.

John e Wenz (2004) realizaram um estudo para avaliar a utilização de Bio-Oss sozinho ou em combinação com osso autógeno para elevação do seio maxilar, em 1 ou 2 procedimentos cirúrgicos, dependendo da quantidade de osso residual para estabilização dos implantes. Trinta e oito pacientes que necessitavam de tal procedimento foram incluídos neste estudo sendo que desses 21 receberam apenas Bio-Oss, 13 Bio-Oss misturado com osso autógeno e em 4 pacientes foi realizado preenchimento do seio somente com osso autógeno. Três a 8 meses após procedimento cirúrgico foram retiradas biópsias de todos os

indivíduos para avaliação histológica e histomorfométrica. Não encontraram diferença estatisticamente significativa entre os 2 grupos (apenas Bio-Oss ou Bio-Oss com osso autógeno) quanto à formação de tecido ósseo. Os pacientes que receberam somente enxerto autógeno apresentaram maior formação óssea, porém o defeito preenchido foi menor comparado aos demais. Concluíram, portanto, que este substituto ósseo apresenta excelente osteocondutividade podendo ser usado com sucesso em cirurgias de levantamento de seio maxilar.

Piatelli et al. (1999) realizaram análise histológica de espécimes retirados de 20 pacientes onde o Bio-Oss foi utilizado para preenchimento do seio maxilar, 6 meses a 4 anos após procedimento de enxertia. Observaram que as partículas do material xenógeno estavam circundadas por tecido ósseo maduro e compacto sem a presença de *gap*; nos canais haversianos, a presença de pequenos capilares, células mesenquimais e osteoblastos em conjunção com novo osso. Nos espécimes removidos depois de 18 meses, foi possível observar a presença de osteoclastos no processo de reabsorção das partículas de Bio-Oss e tecido ósseo circunvizinho. Os autores concluíram que o material parece ser altamente biocompatível e osteocondutivo sendo reabsorvido lentamente, podendo ser usado com sucesso como substituto ósseo.

Peleg; Mazor; Garg (1999) avaliaram a eficácia da técnica de levantamento de seio maxilar com instalação imediata de implantes em pacientes que apresentavam altura óssea entre 3 e 5 mm na região posterior de maxila. Um total de 160 implantes recobertos por hidroxiapatita foram colocados em 63 pacientes simultaneamente ao preenchimento do seio com tecido autógeno e substituto ósseo alógeno (DFDBA) na proporção de 1:1. A reabertura dos implantes foi

realizada após 9 meses, na qual evidências clínicas e radiográficas não mostraram perda óssea ao redor desses e, neste momento, foram obtidos 120 espécimes para análise histológica. Através desta, verificaram sucesso no processo de osseointegração havendo tecido ósseo lamelar com alto grau de celularidade, osteócitos arredondados margeados por osteoblasto e poucos focos de osso não vital circundado por osso vital. No período de controle, 2 a 4 anos seguintes, não houve perda de nenhum implante e as próteses mantiveram-se estáveis.

Jensen e Sennerby (1998) instalaram microimplantes simultaneamente a realização do procedimento de levantamento de seio maxilar e colocação dos implantes com o objetivo de avaliar histologicamente a interface implante-tecido após período de 6 a 14 meses de cicatrização. Este estudo revelou um grau muito pequeno ou nenhum de osseointegração dos microimplantes inseridos na área de enxerto. Apesar disso, todos os implantes apresentaram-se clinicamente estáveis no momento da instalação do intermediário protético e permaneceram assim por mais de 2 anos sob carga. Esta estabilidade pode ser atribuída à quantidade de tecido ósseo remanescente na crista alveolar, que na maioria dos casos era cerca de 5 mm. Assim, para solucionar tal problema a cirurgia deve ser realizada em 2 etapas: preenchimento do seio maxilar e, após maturação ideal do material, instalação dos implantes visando um maior contato osso-implante.

Szabó et al. (2001) avaliaram a eficácia do β -fosfato tricálcio (Cerasorb) para o preenchimento do seio maxilar previamente a instalação dos implantes. Tal procedimento foi realizado em 4 pacientes sendo que em um lado foi utilizado o

material citado e do outro osso autógeno. As radiografias e tomografias (2 D e 3 D) realizadas no pré e pós-operatório revelaram uma densidade óssea similar para os dois tipos de materiais. Os resultados histológicos e histomorfométricos de biópsias removidas aos 6 meses no momento da colocação dos implantes demonstraram um padrão de neoformação óssea similar para as duas áreas. Assim, o β -fosfato tricálcio pode ser um bom material para o preenchimento até mesmo quando não é combinado com osso autógeno.

Hallman; Sennerby; Lundgren (2002) estudaram o desempenho clínico e histológico de 36 seios maxilares preenchidos com osso autógeno removido do ramo mandibular, hidroxiapatita bovina e uma mistura de 80% de hidroxiapatita e 20% de osso autógeno. O período de cicatrização foi de 6 a 9 meses sendo que quanto maior a porcentagem de material xenógeno maior o tempo necessário para instalação dos implantes. Não foi verificada nenhuma diferença estatística entre os 3 grupos para os parâmetros contato osso-implante e perda de implantes.

Philippart; Daubie; Pochet (2005) realizaram um estudo para analisar a formação óssea em seio maxilares preenchidos com uma combinação de materiais: osso autógeno da calvária, substituto ósseo xenógeno (PepGen P-15), plasma rico em plaquetas (PRP) e fator tecidual recombinante humano. Na análise histológica, verificaram um alto grau de integração do material xenógeno e regeneração óssea, sendo estes colonizados com osteócitos e circundados por osteoblastos; a análise imunohistoquímica revelou um baixo grau de inflamação. A formação óssea aos 6 meses foi intensa e um maior aumento foi verificado aos 10 meses, mostrando que tal combinação de materiais possui alta capacidade de

regeneração, sendo segura para o tratamento de pacientes que necessitam de enxerto ósseo.

Com o intuito de diminuir o tempo de tratamento e a morbidade para o paciente, SUMMERS (1994) introduziu a técnica dos osteótomos, com ou sem material de preenchimento, para obter o deslocamento apical da membrana sinusal e dimensões adequadas para a colocação de implantes.

Rosen et al. (1999) avaliaram através de um estudo multicentro o tratamento de 101 pacientes com a técnica atraumática de elevação de seio maxilar. Foram utilizados implantes usinados e também com diferentes tratamentos de superfície assim como vários tipos de material de preenchimento: autógeno, alógeno, xenógeno. A taxa de sobrevivência dos 174 implantes instalados foi superior a 96% quando o remanescente ósseo era maior que 5 mm, e 85,7% na inexistência de tal situação, ou seja, altura óssea de 4 mm ou menos. Assim, o fator mais importante que influenciou a taxa de sobrevivência neste estudo foi a condição óssea preexistente entre o assoalho do seio e a crista do rebordo.

Publicações recentes têm discutido a utilização de modificações na técnica preconizada por Summers (1994) visando simplificar aspectos técnicos assim como utilizá-la no momento da extração de molares (FUGAZZOTTO, 2002).

Fugazzotto (2002) apresentou uma técnica, na qual utilizou uma trefina com diâmetro de 3 mm e um osteótomo, para empurrar a porção de tecido ósseo do centro do alvéolo para apical objetivando ganhar altura para instalação imediata de implantes. Neste estudo, avaliou 116 implantes instalados por essa técnica sendo que 2 implantes estavam com mobilidade no momento da reabertura. Após

4 anos em função, os implantes não apresentaram nenhum problema, obteve uma taxa de sucesso de 98,3%.

A contribuição do osso formado, resultante do preenchimento do seio maxilar, em favorecer a estabilidade primária e, subseqüentemente, auxiliar na distribuição de tensões ainda não está bem estabelecida (FANUSCU; VU; PONCELET, 2004). Sendo assim, o emprego de um dispositivo que desempenhasse tal papel, como o proposto no presente trabalho, poderia ser uma alternativa à utilização de osso autógeno ou material substituto por: auxiliar na estabilidade primária, aumentar a superfície de osseointegração na região do assoalho do seio maxilar e possibilitar melhor distribuição de tensões.

É importante, portanto, compreender as características da distribuição de tensão nesta área, fator chave para o sucesso ou insucesso dos implantes. Isto depende de variáveis tais como direção e amplitude das forças, interface osso-implante, número, angulação, comprimento, diâmetro, forma e características da superfície dos implantes, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do tecido ósseo. Estes fatores tornam a análise *in vivo* complexa e inconclusiva (KOCA; ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005).

Os modelos *in vitro*, apropriadamente desenhados e analisados, podem ser úteis para estudar estes aspectos e suas relações. O método dos elementos finitos é rotineiramente usado na engenharia para estudar a mecânica de estruturas antes da sua fabricação. Atualmente, este método vem sendo utilizado na odontologia para avaliar o padrão de tensões frente a diferentes terapias reabilitadoras como, por exemplo, o tratamento com implantes osseointegrados. A grande vantagem é a resolução de problemas estruturais complexos dividindo-os

em seções simples e pequenas usando técnicas matemáticas (GENG; TAN; LIU, 2001).

Tepper et al. (2002) avaliaram a influência da quantidade de material de preenchimento, comprimento e diâmetro do implante na distribuição de tensões em diferentes simulações clínicas. O deslocamento deste pode ser minimizado com a utilização de implantes com maiores diâmetros assim como um adequado volume de material.

Da mesma forma, Fanuscu; Vu; Poncelet (2004) simularam a região posterior de uma maxila com modelos 3-D de elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em áreas submetidas à enxerto ósseo. Os resultados mostraram que o padrão das forças aplicadas, a quantidade de osso residual e a qualidade do material de preenchimento possuem uma ordem decrescente de importância na biomecânica do conjunto osso-implante.

A proposta deste estudo foi investigar a distribuição de tensões, por meio do método dos elementos finitos, no tecido ósseo adjacente a um implante localizado na maxila posterior edêntula com, sem material de preenchimento e com um suposto dispositivo de retenção.

ARTIGO 1

TÍTULO

“Análise pelo método dos elementos finitos de um dispositivo para estabilização de implantes em áreas de pneumatização do seio maxilar”

AUTORES: Aline Franco Siqueira – mestranda em Implantodontia pela Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Ricardo de Souza Magini – professor da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Edison da Rosa - professor da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Daniela Águida Bento - doutoranda em Engenharia Mecânica pela Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Endereço para correspondência dos autores:

Universidade Federal de Santa Catarina – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (UFSC-CEPID)

Centro de Ciências da Saúde – CCS

Campus universitário Trindade

88040-970

Florianópolis – SC

Brasil

Tel : 48 – 3331-9077

e-mail : aline_f_s@yahoo.com.br

Resumo

Objetivo: A instalação de implantes na região posterior da maxila é um desafio frente aos padrões de reabsorção pós-exodontia, pneumatização do seio maxilar e também pela qualidade do tecido ósseo remanescente. Muitas técnicas foram desenvolvidas, e continuam sendo aprimoradas, para reduzir o tamanho e alterar a anatomia do seio maxilar possibilitando a instalação de implantes em número, comprimento e posições adequadas para futura reabilitação protética. Este estudo analisou a distribuição de tensões von Mises pelo método dos elementos finitos no tecido ósseo adjacente a um implante instalado em uma maxila posterior edêntula. **Material e Métodos:** Foram construídos 4 modelos tridimensionais desta área para simular diferentes abordagens terapêuticas: 1- ausência de tratamento, 2-dispositivo de retenção, 3-enxertos ósseos, 4- remanescente ósseo suficiente para instalação de um implante. Forças axiais e oblíquas de 300 N foram consideradas e as tensões resultantes analisadas. **Resultados:** A maior concentração de tensões foi no osso cortical tanto da crista óssea quanto do assoalho do seio maxilar. O dispositivo de retenção proposto apresentou uma melhor distribuição de tensões quando comparado a ausência de tratamento, porém, a situação com enxertos ósseos (cortical e medular) apresentou distribuição mais favorável do que as demais. **Conclusão:** Os resultados deste estudo sugerem que o dispositivo proposto poderia ser uma nova forma de tratamento para as regiões posteriores de maxila se os resultados puderem ser comprovados em estudos *in vivo*.

Palavras-chave: implante, maxila posterior atrofica, método dos elementos finitos, enxerto ósseo, dispositivo de retenção

INTRODUÇÃO

A reabilitação com implantes osseointegrados na região posterior de maxila é um desafio na presença de rebordos alveolares com disponibilidade óssea reduzida devido a pneumatização do seio maxilar e/ ou reabsorção da crista óssea em virtude da ausência dos dentes. Tatum (1977) preconizou uma terapia cirúrgica denominada de levantamento de seio maxilar para reanatomização do tecido ósseo nesta área e Boyne e James (1980) difundiram-na cientificamente tornando-a uma das mais utilizadas para tal finalidade. Desde então, seguidas modificações na técnica, utilização de diferentes materiais de preenchimento e de tipos de implantes têm sido propostos para potencializar seu prognóstico terapêutico.

No levantamento de seio maxilar a instalação de implantes pode ser simultânea ou tardia (após a cicatrização do enxerto) dependendo da quantidade de tecido ósseo remanescente, que garantirá a estabilidade primária dos mesmos; se houver menos que 5 mm de altura residual é ideal realizar primeiramente o preenchimento do seio maxilar e, após o período de maturação do material enxertado, a instalação dos implantes (FABBRO et al., 2004).

O “*gold standard*” para o preenchimento do seio maxilar é o tecido ósseo autógeno devido suas propriedades osteogênicas, osteoindutivas e osteocondutivas (TONG et al., 1998), contudo, o grande inconveniente é a morbidade do paciente. Visando minimizar tal fato, vários tipos de materiais substitutos como alógeno (FUGAZZOTTO; VLASSIS, 1998), xenógeno (JENSEN; SENNERBY, 1998) e aloplástico (SZABÓ et al., 2001) vêm sendo empregados,

sozinhos ou em combinação com o osso autógeno. Todavia, de acordo com avaliações histológicas, o volume de tecido ósseo mineralizado resultante do preenchimento do seio maxilar varia de 26% a 69% quando somente osso autógeno é utilizado (LUNDGREN et al., 1996; BLOMQVIST et al. 1998) e de apenas 5% a 45% com o emprego de materiais substitutos (WHEELER, 1997; HANISCH et al., 1999).

O sucesso de implantes osseointegrados instalados em seio maxilar submetido à preenchimento, ou por material autógeno ou substituto, é superior a 90%, após 3 anos em função, como verificado no consenso de 1996, não havendo superioridade de uma técnica específica. Entretanto, um maior índice de falhas foi verificado em áreas onde o residual ósseo era menor ou igual a 4 mm (JENSEN et al., 1998).

Khoury (1999) verificou um índice de sucesso similar ao citado acima utilizando enxertos ósseos autógenos em bloco para reanatomização de remanescentes ósseos que variava de 1 a 5 mm e instalação imediata dos implantes. Em concordância, Smedberg et al. (2001) apresentaram resultados protéticos similares, após 3 anos em função, para áreas onde o osso residual era menor que 5 mm e áreas onde havia tecido ósseo suficiente para a instalação do implante.

A utilização de enxertos ósseos em bloco (*inlay*) poderia ser uma alternativa ao procedimento de em dois estágios cirúrgicos por favorecer a estabilização do(s) implante(s) em remanescentes ósseos com altura reduzida (HIRSCH; ERICSSON, 1991). Apesar de ser um método com resultados previsíveis, seu sucesso depende da estabilidade do implante e do enxerto ósseo

podendo, portanto, apresentar uma maior taxa de falha (JOHANSSON et al.,1999).

O preenchimento do seio maxilar juntamente com a instalação de implantes, além de auxiliar na sua estabilização, favorece a formação de tecido ósseo e, portanto, uma maior área de contato osso-implante. Todavia, o simples fato do levantamento da membrana sinusal e criação de um espaço, favoreceriam a organização do coágulo e, conseqüentemente, formação de tecido ósseo, segundo os princípios da regeneração óssea guiada (ELLEGAARD; KOLSEN-PETERSEN; BAELUM, 1997).

A presença de um remanescente ósseo mínimo é fundamental para garantir a estabilidade primária do implante e, posteriormente, suportar as forças oclusais. Ellegaard; Kolsen-Petersen; Baelum (1997) avaliaram implantes instalados na região de premolar e molar em pacientes que necessitavam de no mínimo 2 implantes, sendo um na região de seio maxilar com altura mínima de 3 mm; não foi utilizado nenhum material para seu preenchimento e os implantes se estenderam 5 mm ou mais para dentro do seio maxilar. Após 3 anos de acompanhamento, poucos implantes apresentaram perda óssea e formação de bolsa, sendo a taxa de sobrevivência superior a 86%, semelhante as apresentadas em estudos onde foi realizado levantamento de seio com osso autógeno simultaneamente a instalação dos implantes.

A contribuição do osso formado, resultante do preenchimento do seio maxilar, em favorecer a estabilidade primária e, subseqüentemente, auxiliar na distribuição de tensões ainda não está bem estabelecida (FANUSCU; VU; PONCELET, 2004). Sendo assim, o emprego de um dispositivo que

desempenhasse tal papel, como o proposto no presente trabalho, poderia ser uma alternativa à utilização de osso autógeno ou material substituto por: auxiliar na estabilidade primária, aumentar a superfície de osseointegração na região do assoalho do seio maxilar e possibilitar melhor distribuição de tensões.

É importante, portanto, compreender as características da distribuição de tensão nesta área, fator chave para o sucesso ou insucesso dos implantes. Isto depende de variáveis tais como direção e amplitude das forças, interface osso-implante, número, angulação, comprimento, diâmetro, forma e características da superfície dos implantes, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do tecido ósseo. Estes fatores tornam a análise *in vivo* complexa e inconclusiva (KOCA; ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005).

Os modelos *in vitro*, apropriadamente desenhados e analisados, podem ser úteis para estudar estes aspectos e suas relações. O método dos elementos finitos é rotineiramente usado na engenharia para estudar a mecânica de estruturas antes da sua fabricação. Atualmente, este método vem sendo utilizado na odontologia para avaliar o padrão de tensões frente a diferentes terapias reabilitadoras como, por exemplo, o tratamento com implantes osseointegrados. A grande vantagem é a resolução de problemas estruturais complexos dividindo-os em seções simples e pequenas usando técnicas matemáticas (GENG; TAN; LIU, 2001).

Tepper et al. (2002) avaliaram a influência da quantidade de material de preenchimento, comprimento e diâmetro do implante na distribuição de tensões em diferentes simulações clínicas. O deslocamento deste pode ser minimizado

com a utilização de implantes com maiores diâmetros assim como um adequado volume de material.

Da mesma forma, Fanuscu; Vu; Poncelet (2004) simularam a região posterior de uma maxila com modelos 3-D de elementos finitos para analisar a distribuição de tensões em áreas submetidas à enxerto ósseo. Os resultados mostraram que o padrão das forças aplicadas, a quantidade de osso residual e a qualidade do material de preenchimento possuem uma ordem decrescente de importância na biomecânica do conjunto osso-implante.

A proposta deste estudo foi investigar a distribuição de tensões, pelo método dos elementos finitos, no tecido ósseo adjacente a um implante localizado na maxila posterior edêntula com, sem material de preenchimento e com um suposto dispositivo de retenção.

MATERIAL E MÉTODOS

O *software* CAD (Computer Aided Design) Solid Works 2000 foi utilizado no pré-processamento da análise de elementos finitos para a construção de modelos tridimensionais de uma maxila posterior edêntula, baseado na tomografia computadorizada de um paciente do CEPID (Centro de Estudo e Pesquisa em Implantes Dentários da Universidade Federal de Santa Catarina). Este estudo foi desenvolvido no departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Os modelos geométricos foram importados para o *software* ANSYS 7.0 (ANSYS, Canonsburg, PA) para obtenção da distribuição de tensões von Mises,

que é a mais comumente utilizada nas análises de elementos finitos para sumarizar toda tensão em um determinado ponto (KOCA; ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005).

A precisão de um modelo de elementos finitos é influenciada por 4 parâmetros: detalhes geométricos, tipo e número de elementos, propriedades materiais e condições de carregamento. Estes parâmetros foram cuidadosamente observados durante este estudo.

DETALHES GEOMÉTRICOS

Foram construídos 5 modelos tridimensionais de uma maxila posterior edêndula para representar diferentes possibilidades de tratamento:

- Modelo 1: remanescente ósseo de 5,0 mm (1 mm de osso cortical na crista do rebordo, 3,5 mm de osso trabecular e 0,5 mm de cortical correspondente ao assoalho do seio maxilar) sem material de preenchimento (figura 1);
- Modelo 2: igual ao anterior, porém com um dispositivo de retenção de titânio, similar a uma porca, apoiado na cortical do seio maxilar (figura 2);
- Modelo 3a: remanescente ósseo igual ao modelo 1 e área do seio maxilar preenchida com enxerto ósseo de rigidez semelhante ao osso medular, sendo a altura de 8 mm, disponibilizando um total de 13 mm (figura 3);
- Modelo 3b: igual ao modelo 3a, mas com enxerto ósseo de rigidez semelhante ao osso cortical (figura 3);
- Modelo 4: ausência de pneumatização do seio maxilar e, portanto, altura óssea de 13 mm (1 mm de osso cortical na crista do rebordo, 11,5 mm de

osso medular e 0,5 mm de cortical do seio maxilar); o implante não atinge o assoalho do seio (figura 4).

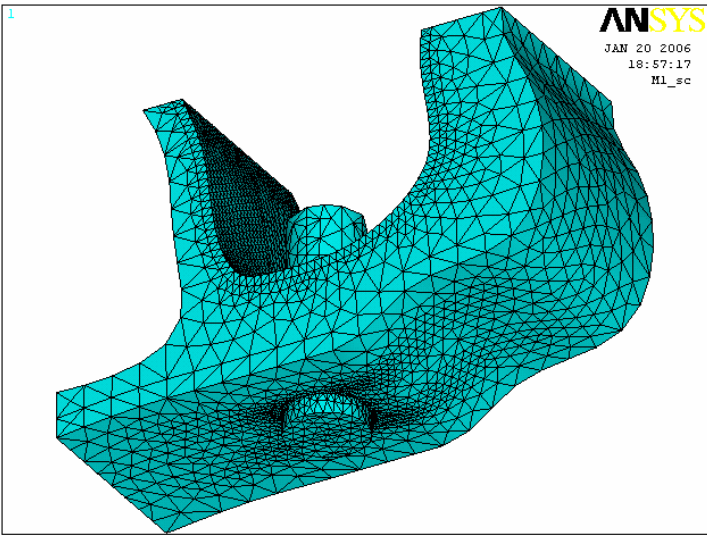
<p>Figura 1 – Representação esquemática do modelo 1.</p>	<p>Figura 2 – Representação esquemática do modelo 2.</p>
<p>Figura 3 – Representação esquemática dos modelos 3a e 3b.</p>	<p>Figura 4 – Representação esquemática do modelo 4.</p>

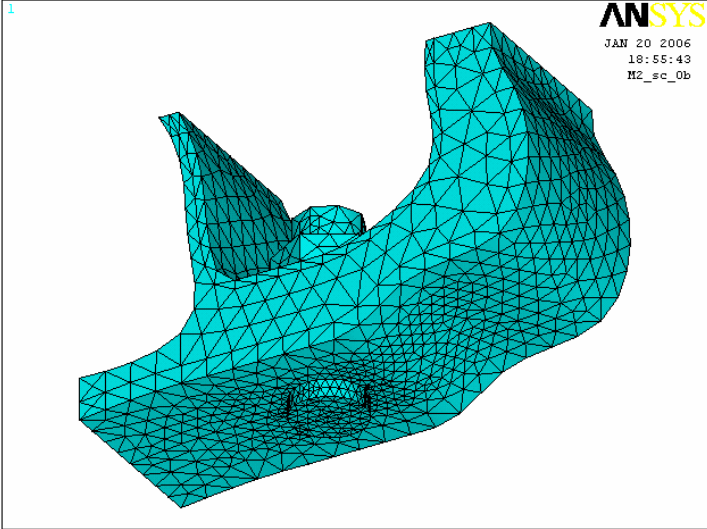
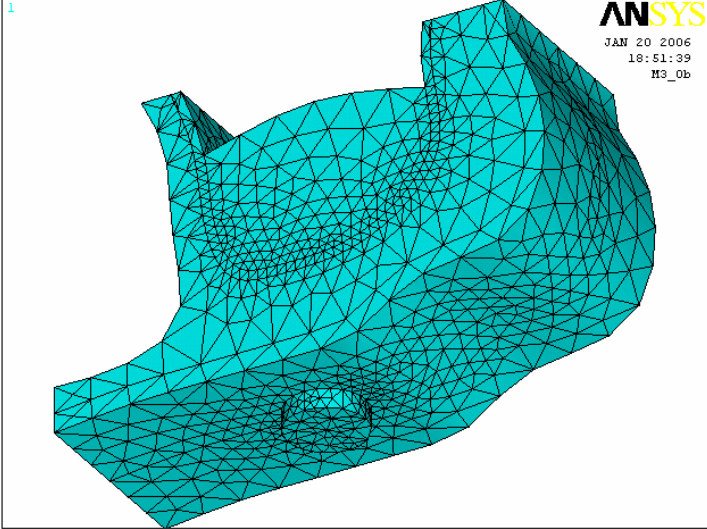
O implante utilizado neste estudo foi gerado a partir do seu desenho original, apresentando 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, porém, com ausência das roscas. O dispositivo de retenção foi modelado de acordo com as normas NBR ISO 5835 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (1996) para parafuso e porca HC 3,75 mm x 0,6 mm.

O preenchimento do seio maxilar foi considerado ser ideal, como sugerido no estudo de Tepper et al. (2002), assim como a osseointegração, ou seja, 100% de contato osso-implante tanto no osso residual quanto no material de preenchimento.

TIPO E NÚMERO DE ELEMENTOS

Foram utilizados elementos tetraédricos quadráticos com 10 nós (figura 5) sendo que uma primeira malha foi gerada pelo *software* ANSYS e, posteriormente, refinada com redefinição do número de elementos nas áreas de interesse. A tabela 1 mostra o número de elementos e nós referentes a cada modelo.

		elementos	nós
Modelo 1		52532	78204

<p style="text-align: center;">Modelo 2</p>	 <p style="text-align: right;"> ANSYS JAN 20 2006 18:55:43 M2_sc_0b </p>	<p style="text-align: center;">18835</p>	<p style="text-align: center;">28035</p>
<p style="text-align: center;">Modelo 3</p>	 <p style="text-align: right;"> ANSYS JAN 20 2006 18:51:39 M3_0b </p>	<p style="text-align: center;">44334</p>	<p style="text-align: center;">63185</p>

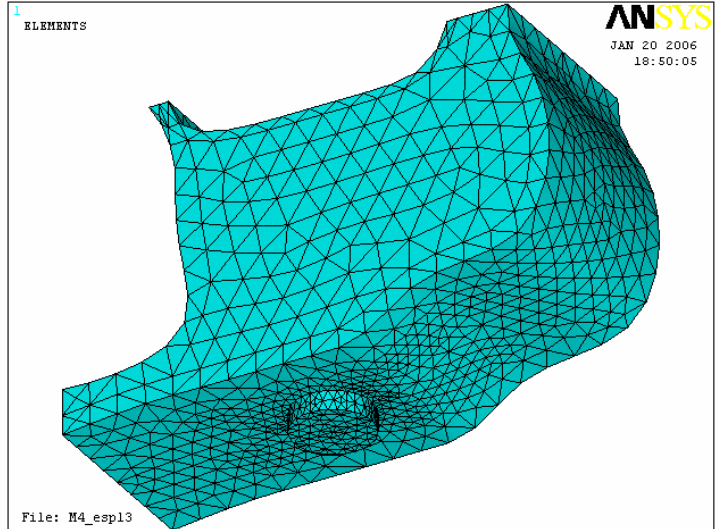
<p style="text-align: center;">Modelo 4</p>		<p style="text-align: center;">25620</p>	<p style="text-align: center;">36723</p>
--	--	--	--

Tabela 1 – As figuras mostram a malha de cada modelo com seus respectivos números de elementos finitos e nós.

PROPRIEDADES MATERIAIS

As propriedades dos materiais utilizados neste estudo foram determinadas de acordo com a literatura (FANUSCU; VU; PONCELET 2004) e estão listadas na tabela 2. Todos os valores para o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (razão entre deformação transversal e deformação longitudinal) permaneceram constantes ao longo do estudo, exceto para o enxerto ósseo onde foi proposto um valor mínimo e outro máximo para representar suas diferentes rigidez, como observado nos modelo 3a e 3 b. Os materiais usados neste modelo foram considerados ser isotrópico, homogêneo e linearmente elástico.

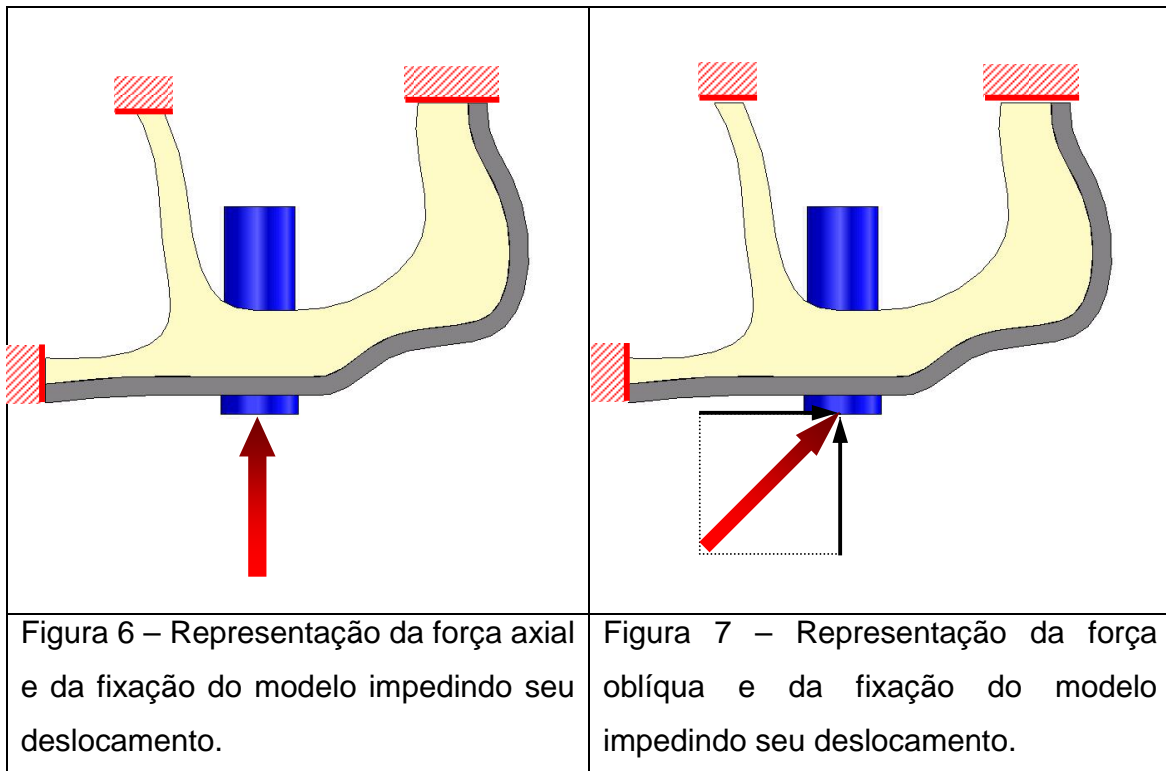
	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio	103,4	0,35
Osso cortical	14,0	0,30
Osso medular	1,4	0,30
Enxerto rígido	11,0	0,30
Enxerto menos rígido	0,5	0,30

Tabela 2: Propriedades materiais do titânio, tecido ósseo e enxerto ósseo.

CONDIÇÕES DE CONTORNO

Para representar as forças oclusais, foram simuladas 2 situações de força estática: (1) axial: força de 300 N aplicada sobre a plataforma do implante no seu longo eixo (figura 6); (2) oblíqua: força de mesma intensidade que a axial aplicada a 45° do eixo longitudinal do implante, no plano sagital, também sobre sua plataforma (figura 7).

Neste estudo, foi definida ausência de movimento de translação e rotação nas superfícies mesial e distal do complexo ósseo, como representado nas figuras 6 e 7.



RESULTADOS

Os dados obtidos no presente estudo permitem uma análise estática linear devido as limitações do método dos elementos finitos.

O modelo 1 apresentou uma alta concentração de tensões no local de incidência da força axial com diminuição dentro do osso cortical e um pequeno pico de concentração na interface osso cortical-medular. Neste último, as tensões foram diminuindo e mantiveram-se constantes até o término desta camada, aumentando no osso cortical do assoalho do seio maxilar, onde foi verificada a máxima tensão. Após este pico, as tensões foram decrescendo até próximo do nível zero (figura 8 e gráfico 1).

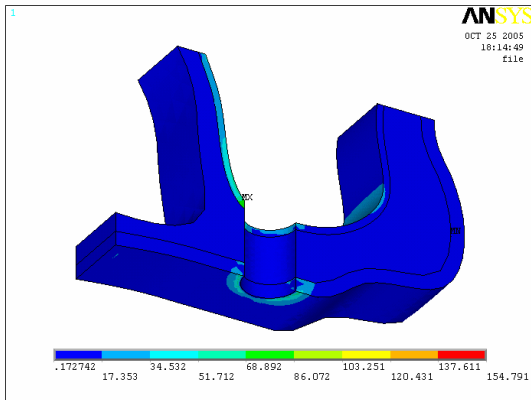


Figura 8 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 1 sob força axial.

No modelo 2, a distribuição de tensões no osso cortical da crista óssea e osso medular foi semelhante ao modelo 1 como demonstrado no gráfico 1. O pico de tensão ocorreu um pouco depois do verificado no modelo anterior na região do assoalho do seio maxilar sendo que a máxima tensão também ocorreu nesta área.

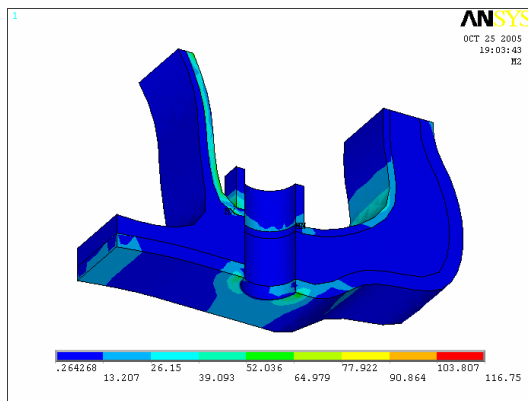


Figura 9 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 2 sob força axial.

No modelo 3a, houve concentração de tensões na crista óssea com uma pequena elevação na interface osso cortical/ medular, semelhante ao modelo 2, diminuindo gradativamente e permanecendo constante até o início do assoalho do seio. Nesta região, os valores encontrados são maiores do que na crista, decrescendo rapidamente, com tensões constantes em todo comprimento do implante.

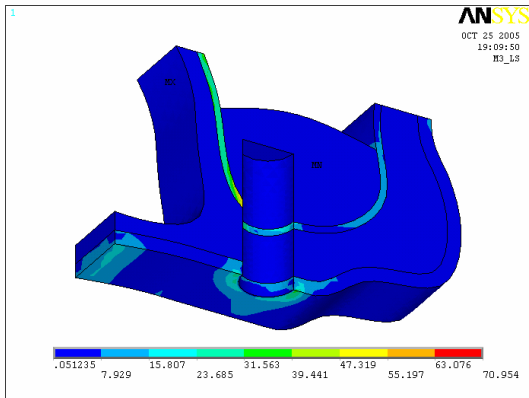


Figura 10 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 3a sob força axial.

No osso cortical do modelo 3b, houve uma pequena concentração de tensões, quase metade da citada no modelo 3a, que diminuiu com o término desta camada e permaneceu constante em todo osso alveolar, apresentando os menores valores quando comparados aos outros modelos. No assoalho do seio, a tensão foi maior do que na crista, com um leve decréscimo após penetrar o enxerto rígido, continuando constante em toda extensão do implante devido à semelhança nos módulos de elasticidade do enxerto e osso cortical. Este tipo de tratamento foi o que mais colaborou na distribuição de tensões sob força axial.

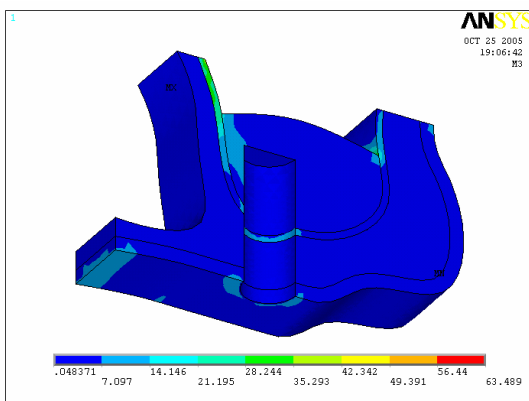


Figura 11 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 3b sob força axial.

O modelo 4 apresentou a mais alta concentração de tensões no osso cortical da crista óssea; após ultrapassar esta camada, houve uma queda abrupta das tensões no tecido ósseo medular que ficaram constantes ao longo de todo

comprimento do implante por não haver interfaces de materiais como nos demais modelos, apenas osso medular.

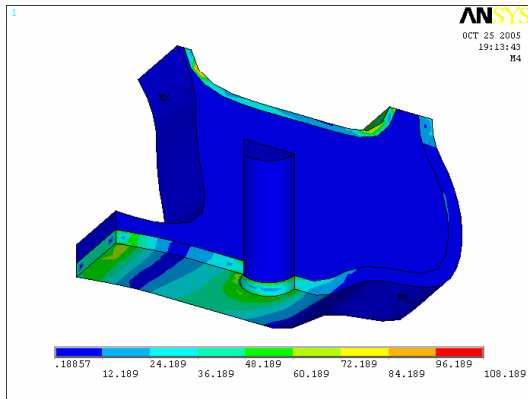


Figura 12 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 4 sob força axial.

Comparativamente, a curva de distribuição de tensões do dispositivo de retenção foi semelhante ao modelo 1. Os modelos 3a e 3b apresentaram a melhor situação de distribuição de tensões, sendo que o último apresentou menor concentração de tensões no osso medular e cortical da crista e assoalho do seio e maior em toda extensão do enxerto rígido.

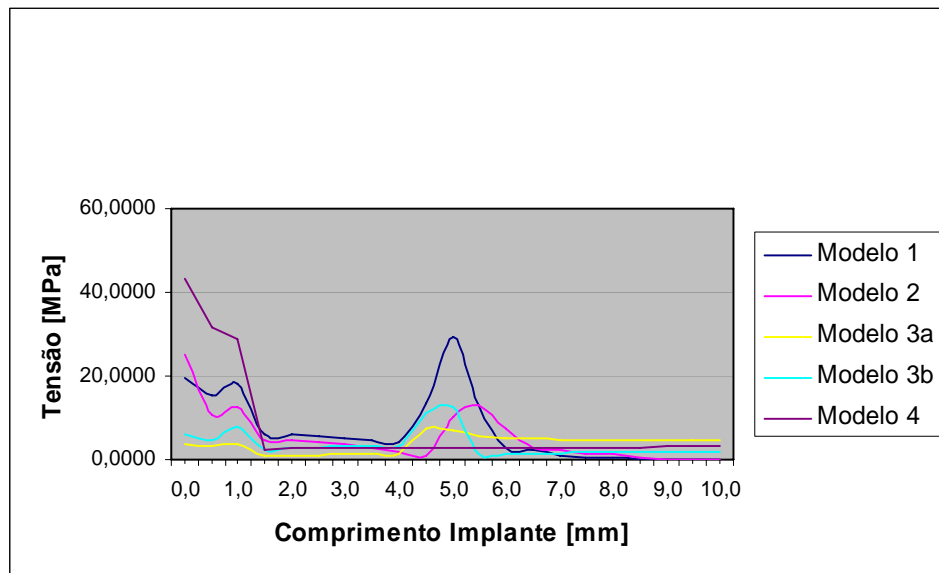


Gráfico 1 – Curva de distribuição de tensões von Mises nos modelos 1, 2, 3a, 3b e 4 para força axial.

As figuras 13, 14, 15, 16 e 17 mostram as tensões von Mises nos modelos sob força oblíqua. A distribuição de tensões no tecido ósseo ao redor do implante foi semelhante à descrita para força axial, porém com maior concentração em algumas áreas.

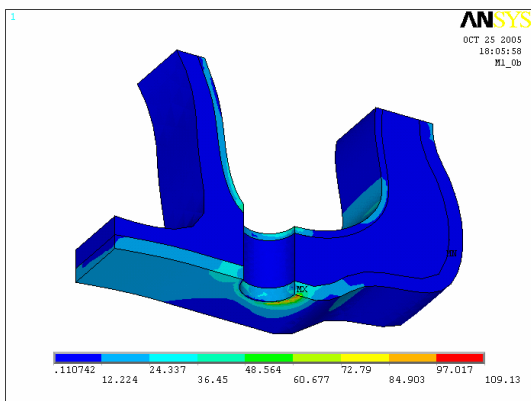


Figura 13 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 1 sob força oblíqua.

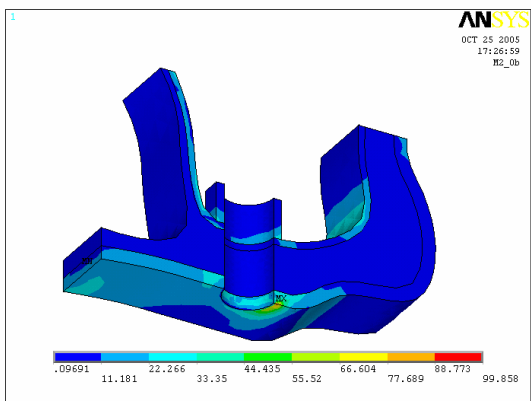


Figura 14 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 2 sob força oblíqua.

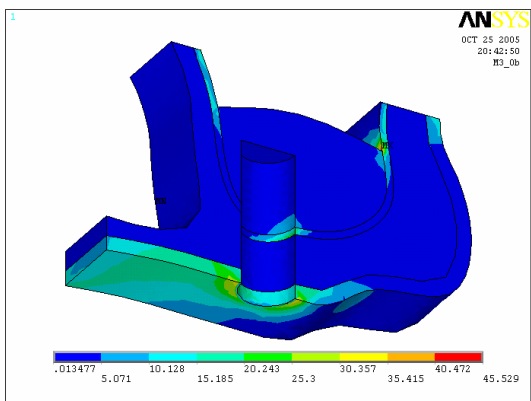


Figura 15 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 3a sob força oblíqua.

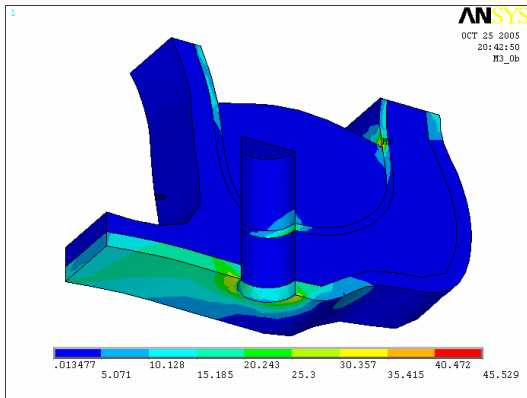


Figura 16 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 3b sob força oblíqua.

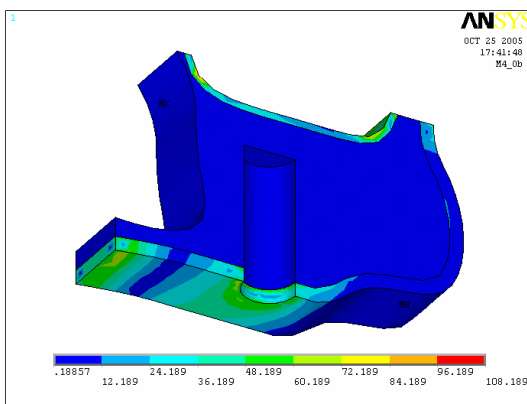


Figura 17 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 4 sob força oblíqua.

O dispositivo de retenção apresentou elevadas tensões no osso cortical da crista, similar aos modelos 1 e 4, mas com distribuição mais favorável que o primeiro no osso medular e assoalho do seio como pode ser verificado no gráfico 2. No tecido ósseo medular, as tensões foram significativamente maiores do que nos modelos 3a, 3 b e 4, não permanecendo constantes, diferente do ocorrido sob força axial.

A distribuição de tensões no residual ósseo dos modelos 3a e 3b foi igual, diferindo a partir do assoalho do seio maxilar, onde as tensões no enxerto rígido (modelo 3b) foram maiores.

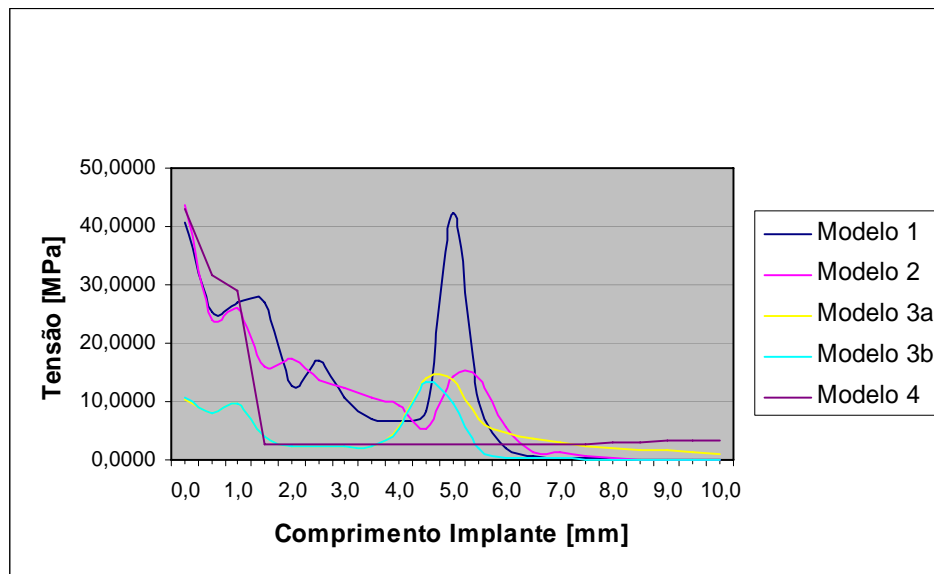


Gráfico 2 – Curva de distribuição de tensões von Mises nos modelos 1, 2, 3a, 3b e 4 para força oblíqua.

DISCUSSÃO

A análise de elementos finitos pode auxiliar na compreensão da biomecânica de diversos materiais restauradores (UYSAL et al., 2005), desenho de próteses (HUANG et al., 2005), geometria de implantes (BOZKAYA; MUFTU; MUFTU, 2004) assim como simular diversas situações clínicas (GALLAS et al., 2005), o que seria difícil em estudos *in vivo*. Como este método tem se mostrado uma ferramenta precisa e prática (TEPPER et al., 2002), foi utilizado para analisar o comportamento do tecido ósseo na região posterior de maxila submetida a vários tratamentos incluindo um dispositivo de retenção experimental sob a ação de forças axiais e oblíquas simulando a ação mastigatória.

A distribuição de tensões no osso periimplantar foi investigada em vários estudos através da análise de elementos finitos 2-D (HOLMGREN et al., 1998; CHUN, H. J. et al., 2002) e 3-D (SEVIMAY et al., 2005; KOCA; ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005). Uma vez que os últimos são mais representativos do padrão de tensão no tecido ósseo (DARBAR, HUGGETT; HARRISON, 1994; DeTOLLA et al., 2000), foram construídos, neste estudo, modelos 3-D dimensionalmente similares a uma maxila posterior com altura óssea suficiente para instalação de implantes (13 mm) e a uma maxila atrófica (5 mm) para representar diferentes situações clínicas e possíveis formas de tratamento. A presença das camadas de osso cortical na crista óssea (1 mm) e no assoalho do seio maxilar (0,5 mm) foi uma correlação clínica para esta anatomia, como verificado no trabalhos de Fanuscu; Vu; Poncelet (2004).

A utilização de modelos gráficos e *softwares* oferecem vantagens sobre outros métodos para simulação da complexidade que caracteriza as situações clínicas (TADA et al., 2003). Entretanto, as suposições feitas em relação às propriedades materiais (tecido ósseo cortical, medular, enxerto rígido e menos rígido), desenho geométrico (macrogeometria do implante) e condições de contorno (magnitude e inclinação da força, restrição de movimento) podem representar um problema na interpretação de soluções numéricas (GENG; TAN; LIU, 2001).

Os valores do módulo de elasticidade para tecido ósseo resultante do preenchimento do seio maxilar pode variar dependendo do material utilizado e seu grau de maturação (FANUSCU; VU; PONCELET 2004). Como a determinação do módulo de elasticidade no método dos elementos finitos tem impacto direto sobre

a análise, um valor aproximado à rigidez do osso cortical e do osso medular foi usado para simular o enxerto menos rígido (modelo 3a) e o enxerto rígido (modelo 3b), respectivamente, representando diferentes padrões de formação óssea na área previamente preenchida, de acordo com o estudo de Fanuscu; Vu; Poncelet (2004).

Em analogia com a clínica, o enxerto rígido pode ser representado pelos enxertos ósseos autógenos em bloco, como demonstrado nos trabalhos de Khoury (1999) e Smedberg et al. (2001). Já o enxerto menos rígido, pode ser representado pelo tecido resultante do preenchimento do seio maxilar com material autógeno particulado, alógeno, xenógeno ou aloplástico, pois apresenta características semelhantes ao osso medular (JOHN; WENZ, 2004).

Os componentes ósseos dos modelos utilizados neste estudo apresentaram caráter homogêneo, isotrópico e linearmente elástico como na maioria das análises pelo método dos elementos finitos (TADA et al., 2003, ESKITASCIOGLU et al., 2004), entretanto, suas propriedades são diferentes (COCHRAN, 2000). O tecido ósseo é um material anisotrópico, ou seja, o módulo de elasticidade e a resistência à flexão variam de acordo com o local analisado e, sendo assim, a distribuição de tensões não está totalmente esclarecida (UYSAL et al., 2005). Como o objetivo deste estudo foi verificar a distribuição de tensões no tecido ósseo adjacente a um implante com um dispositivo de retenção experimental (modelo 2) e compará-la a outras situações (modelos 3a, 3b, 1 e 4) através de uma análise qualitativa e não quantitativa, os modelos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos foram utilizados pela facilidade técnica. Uma vez que o estudo de O'Mahony ; Williams; Spencer (2001) verificaram um aumento de 20 a

30% nas tensões nos modelos com característica anisotrópica para o tecido ósseo mandibular em relação aos modelos com característica isotrópica mas não mudanças no padrão de distribuição das tensões.

Quanto ao implante, o aspecto de parafuso não foi levado em consideração pelo conhecimento prévio da concentração de tensões na extremidade das roscas (FANUSCU; VU; PONCELET 2004), fator não relevante para este estudo. Em relação ao comprimento, Chun et al. (2002) demonstraram que o mesmo não funciona como um fator importante em reduzir a máxima tensão efetiva quando este valor é superior a 10 mm.

Além disso, a dificuldade técnica em estabelecer o grau de osseointegração levou a considerar 100% de contato osso-implante, como em outros estudos (KOCA, ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005; BOZKAYA; MUFTU; MUFTU, 2004). Entretanto, tal fator parece não afetar o nível ou a distribuição das tensões neste tipo de análise, tanto para forças axiais quanto oblíquas, como foi verificado no estudo de Papavasiliou et al. (1997) que avaliou diferentes porcentagens de osseointegração.

Com a utilização deste método, é possível simular forças verticais, horizontais e combinadas, sendo que as últimas representam mais apropriadamente a direção das forças oclusais (HOLMGREN et al., 1998). Como a magnitude das forças mastigatórias varia enormemente, foi adotado um valor de 300 N, de acordo com outros estudos (ESKITASCIOGLU et al., 2004; KOCA, ESKITASCIOGLU; USUMEZ, 2005), aplicado verticalmente e a 45° do longo eixo do implante baseado na literatura (HUANG et al., 2005). A incidência da força foi diretamente sobre sua plataforma, em concordância com o estudo de Tepper et al

(2002), para não haver influência dos intermediários protéticos e/ ou materiais da coroa protética na distribuição de tensões. Além disso, as restrições de movimentação do modelo representadas nas figuras 6 e 7 simulam superficialmente o complexo padrão das forças mastigatórias e suas reações na estrutura craniofacial. (TADA et al. 2003).

Apesar dos tratamentos com enxertos ósseos ou materiais substitutos apresentarem um alto índice de sucesso (FABBRO et al., 2004), a contribuição do osso formado na dissipação das forças oclusais não está definida na literatura. Alguns estudos avaliaram o contato osso-implante, na região posterior de maxila submetida a enxerto ósseo, através da histologia de microimplantes retirados desta área (WATZEK, 1999; JENSEN, SENNERBY, 1998). Os resultados mostraram uma menor área de contato osso-implante em áreas submetidas a enxerto ósseo, particularmente em implantes imediatos, quando comparado ao osso residual.

Embora não haja nenhuma evidência clínica do grau de contato osso-implante e distribuição de força, potencialmente magnitudes de tensões muito maiores poderiam se concentrar na interface osso residual-implante pois a interface enxerto ósseo-implante é menor (FANUSCU et al., 2004) . Tal fato não foi comprovado neste estudo onde os modelos que simularam a presença de enxerto ósseo (3a e 3b) não apresentaram maior concentração de tensões na crista óssea.

Devido às simplificações resultantes das limitações do procedimento de confecção dos modelos e consideração de hipóteses (por exemplo, osseointegração e força), os resultados demonstram uma idéia geral das

tendências de tensões para esta determinada situação clínica. Assim, os valores não são representativos da condição real na cavidade bucal, tornando a análise qualitativa entre os modelos e com o tecido ósseo humano o melhor meio para interpretação dos dados.

Os resultados deste estudo são consonantes com os relatados na literatura onde as tensões são concentradas principalmente ao redor da plataforma do implante, no osso cortical (STEGAROIU et al., 1998; MEYER et al., 2001), e assoalho do seio maxilar (FANUSCU et al., 2004). Devido o módulo de elasticidade do osso cortical ser muito mais alto que do osso esponjoso, sua resistência à deformação é maior e, conseqüentemente, o nível de tensão nesta área também (SEVIMAY et al, 2005). Nos modelos 3a e 3b, a concentração de tensões no osso cortical da crista foi menor provavelmente porque o enxerto ósseo diminuiu o deslocamento do implante e geração de tensões. Além disso, apresentaram uma distribuição mais favorável ao longo de todo implante sendo, ainda, a situação mais promissora para o tratamento de maxilas posteriores atroficas.

Portanto, as duas camadas de osso cortical tiveram uma importância fundamental na distribuição de tensões para esta anatomia. Por isso, na situação ideal para instalação de implantes (modelo 4), a concentração de tensões foi alta no osso cortical da crista, permanecendo constante em todo implante, devido a inexistência de interfaces entre materiais com diferentes módulos de elasticidade.

O dispositivo de retenção apresentou uma melhor distribuição de tensões quando comparado a situação onde não foi realizado nenhum tratamento (modelo 1), sob cargas oblíquas (as mais representativas do padrão mastigatório),

provavelmente devido as suas propriedades materiais e união ideal do dispositivo ao assoalho do seio maxilar. Como não há nenhum material para impedir o deslocamento do implante dentro do seio maxilar no modelo 1, as tensões geradas são bem maiores.

Em relação aos modelos 3a e 3b, sob força axial, após as altas tensões na cortical da crista, a curva de distribuição de tensão do dispositivo de retenção foi semelhante ao enxerto menos rígido (modelo 3a), pois o enxerto rígido (modelo 3b) teve maior participação na dissipação das forças em todo comprimento do implante. Sob força oblíqua, o modelo 2 apresentou maiores tensões em todo rebordo alveolar (osso cortical e medular) mas com distribuição semelhante após assoalho do seio maxilar. Como o dispositivo de retenção apresenta maiores concentrações de tensões na crista óssea, principalmente sob forças oblíquas, a perda óssea marginal poderia ser maior que para as situações na presença de enxerto ósseo, o que seria um problema em rebordos residuais menores que 5 mm. Por isso, Fanuscu et al. (2004) ressaltaram que a qualidade do enxerto ósseo, particularmente quando a quantidade de osso residual for limitada, é fator importante para diminuir as tensões nesta área e obter maior longevidade da interface osso-implante.

Sendo assim, a reanatomização da região posterior da maxila com enxertos ósseos ou materiais substitutos ainda é a forma de tratamento preferível, entretanto, o dispositivo de retenção proposto poderia ser mais uma alternativa se os resultados obtidos puderem ser comprovados em estudos *in vivo* e suas indicações estabelecidas.

CONCLUSÃO

O método dos elementos finitos foi utilizado para avaliar o efeito de um suposto dispositivo de retenção na distribuição de tensões no tecido ósseo adjacente a um implante instalado na região posterior de maxila. Dentro das limitações deste estudo, as seguintes conclusões podem ser feitas:

1. o nível de tensões foi maior no osso cortical, crista óssea e assoalho do seio maxilar, em todos os modelos;
2. as tensões produzidas pela forças laterais foi comparativamente maior, seguindo o mesmo padrão de distribuição das forças axiais;
3. o dispositivo proposto apresentou uma distribuição de tensões mais favorável que a situação onde não nenhuma forma de tratamento;
4. após uma elevada concentração de tensões na crista óssea, o dispositivo de retenção apresentou um padrão de tensões semelhante a situação com enxerto ósseo menos rígido;
5. a concentração de tensões no osso cortical da crista óssea com o dispositivo foi semelhante à situação onde o residual ósseo era de 13 mm.

REFERÊNCIAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS [ABNT]. NBR ISO 5835: Implantes para cirurgia - parafusos ósseos metálicos com conexão para chave hexagonal, parte inferior da cabeça de forma esférica e rosca assimétrica - dimensões. São Paulo: ABNT, 1996.

BLOMQUIST, J. E.; ALBERIUS, P.; ISAKSSON, S.; LINDE, A.; OBRANT, K. Importance of bone graft quality for implant integration after maxillary sinus

reconstruction. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.86, p.268–274, 1998.

BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. **J Prosthet Dent**, v.92, p.523-30, 2004.

BOYNE, P. J.; JAMES, R. A. Grafting of maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. **J Oral Surg**, v.38, p.613–618, 1980.

COCHRAN, D. L. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. **Clin Oral Implants Res**, v.11, p.33-58, 2000.

CHUN, H. J et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.29, p.565–574, 2002.

DeTOLLA, D. H.; ANDREANA, S.; PATRA, A.; BUHITE, R.; COMELLA, B. The role of the finite element model in dental implants. **J Oral Implantol** 2000;27:77-81.

DARBAR, U. R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Stress analysis techniques in complete dentures. **J Dent**, v.22, p.259-64, 1994.

ELLEGAARD, B., KOLSEN-PETERSEN, J.; BAELUM, V. Implant therapy involving maxillary sinus lift in periodontally compromised patients. **Clin Oral Impl Res**, v.8, p.305-315, 1997.

ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **J Prosthet Dent**, v.91, p.144-50, 2004).

FABBRO, M. D.; TESTORI, T.; FRANCETTI, L.; WEINSTEIN, R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.24, n.6, p.565-577, 2004.

FANUSCU, M. I.; VU, H. V.; PONCELET, B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. **J Oral Implantol**, v.30, n.2, p.59-68, 2004.

FUGAZZOTTO, P. A., VLASSIS J. Long-term success of sinus augmentation using various surgical approaches and grafting materials. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.52–58. 1998.

GALLAS, M. M.; ABELEIRA, M. T.; FERNÁNDEZ, J.R.; BURGUERA, M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. **Eur J Orthod**, v.27, n.1, p.12-16, 2005.

GENG, J-P; TAN, K. B. C.; LIU, G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v.85, p.585–598, 2001.

HANISCH, O.; LOZADA, J. L.; HOLMES, R. E.; CALHOUN, C. J.; KAN, J. Y. K.; SPIEKERMANN, H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: a histomorphometric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, p.329–336, 1999).

HIRSCH, J. M.; ERICSSON, I. Maxillary sinus augmentation using mandibular bone grafts and simultaneous installation of implants. A surgical technique. **Clin Oral Implants Res**, v.2, p.91–96, 1991.

HOLMGREN, 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**, v.34, n.2, 1998.

HUANG, H-L. et al. Effects of splited prosthesis supported a wide implant or two implants: athree-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Impl Res**, v.16, p.466-72, 2005.

JENSEN, O. T.; SHULMAN, L. B.; BLOCK, M. S. IACONO, V. J. Report of the sinus consensus conference of 1996. **Int J Oral Maxillofac Impl**, v.13 (suppl.), p.11-32, 1998.

JENSEN, O. T.; SENNERBY, L. Histologic analysis of clinically retrieved titanium microimplants placed in conjunction with maxillary sinus floor augmentation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.513-521, 1998.

JOHANSSON, B. et al. Implants and sinus-inlay bone grafts in a 1-stage procedure on severely atrophied maxillae: surgical aspects of a 3-year follow-up study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.6, p.811–818, 1999.

JOHN, H.; WENZ, B. Histomorphometric analysis of natural bone mineral for maxillary sinus augmentation. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.2, p.199-207, 2004.

KOCA, O. L.; ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. **J Prosthet Dent**, v.93, p.38-44, 2005.

KHOURY, F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.4, p.557–564, 1999.

LUNDGREN, S., MOY, P. K., JOHANSSON, C., NILSSON, H. Augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible: a histologic and histomorphometric study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, p.760–766, 1996.

MEYER, U.; VOLLMER, D.; RUNTE, C.; BOURAUUEL, C.; JOOS, U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. **J Cranio-Maxillofac Surg**, v.29, p.100-105, 2001.

O'MAHONY, A. M.; WILLIAMS, J. L.; SPENCER, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Impl Res**, v.12, p.648-657, 2001.

PAPAVASILIOU G, KAMPOSIOIRA P, BAYNE SC, FELTON DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses. **J Dent**, v.25, p.485-91, 1997.

PELEG, M.; MAZOR, Z.; GARG, A. K. Augmentation grafting of the maxillary sinus and simultaneous implant placement in patients with 3 to 5 mm of residual alveolar bone height. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.4, p.549-556, 1999.

SCHLEGEL, K. A. et al. Histologic findings in sinus augmentation with autogenous bone chips versus a bovine bone substitute. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.18, n.1, p.53-58, 2003.

SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILICXARSLAN, M. A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**, v.93, n., p.227-234, 2005.

SMEDBERG, J-I.; JOHANSSON, B.; EKENBÄCK, J.; WANNFORS, K.. Implants and Sinus-Inlay Graft in a 1-Stage Procedure in Severely Atrophied Maxillae: Prosthodontic Aspects in a 3-year Follow-up Study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.16, p.668–674, 2001.

STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.82–90, 1998.

SZABÓ, G. et al. Autogenous bone versus β -tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevations (2- and 3-dimensional computed tomographic, histologic,

and histomorphometric evaluations): preliminary results. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.16, n.5, p.681-692, 2001.

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

TATUM, O. H. Maxillary sinus grafting for endosseous implants. Presented at the Annual Meeting of the Implant Study Group, Birmingham, AL, 1977.

TEPPER, G; HAAS, R.; ZECHNER, W.; KRACH, W.; WATZEK, G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. **Clin Oral Implant Res**, v.13, n., p.657-665, 2002

TONG, D. C.; RIOUX, K.; DRANGSHOLT, M.; BEIRNE, O. R. A Review of Survival Rates for Implants Placed in Grafted Maxillary Sinuses Using Meta-analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.175–182, 1998.

UYSAL, H.; KURTOGLU, C.; GURBUZ, R.; TUTUNCU, N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. **J Prosthet Dent**, v.93, p.235-44, 2005.

WATZEK, G.; ULM, C. W.; HAAS, R. Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. In: JENSEN, O. T. **The sinus bone graft**. Chicago, Ill: Quintessence, p. 31-47, 1999.

WHEELER, S. L. Sinus augmentation for dental implants: the use of alloplastic materials. **J Oral Maxillofac Surg**, v.55, p.1287–1293, 1997.

ARTIGO 2

TÍTULO

“Avaliação pelo método dos elementos finitos da importância da qualidade do enxerto ósseo no levantamento de seio maxilar e implante imediato”

AUTORES: Aline Franco Siqueira – mestranda em Implantodontia pela Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Ricardo de Souza Magini – professor da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Edison da Rosa - professor da Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Cimara Fortes Ferreira - doutoranda em Implantodontia pela Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC.

Endereço para correspondência dos autores:

Universidade Federal de Santa Catarina – Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (UFSC-CEPID)

Centro de Ciências da Saúde – CCS

Campus universitário Trindade

88040-970

Florianópolis – SC

Brasil

Tel : 48 – 3331-9077

e-mail : aline_f_s@yahoo.com.br

Resumo

Objetivo: A instalação de implantes na região posterior da maxila é um desafio frente aos padrões de reabsorção pós-exodontia, pneumatização do seio maxilar e também pela qualidade do tecido ósseo remanescente. Muitas técnicas foram desenvolvidas, e continuam sendo aprimoradas, para reduzir o tamanho e alterar a anatomia do seio maxilar possibilitando a instalação de implantes em número, comprimento e posições adequadas para futura reabilitação protética. Este estudo analisou a distribuição de tensões von Mises pelo método dos elementos finitos no tecido ósseo adjacente a um implante instalado em uma maxila posterior edêntula submetida a diferentes tratamentos. **Material e Métodos:** Foram construídos 4 modelos tridimensionais desta área para simular diferentes abordagens terapêuticas: 1-ausência de tratamento, 2a-enxerto ósseo de maior rigidez, 2b-enxerto ósseo de menor rigidez, 3-remanescente ósseo suficiente para instalação de um implante. Forças axiais e oblíquas de 300 N foram consideradas e as tensões resultantes analisadas. **Resultados:** A maior concentração de tensões foi no osso cortical tanto da crista óssea quanto do assoalho do seio maxilar. Ambos os enxertos ósseos, melhoraram o padrão de distribuição de tensões em áreas de pneumatização do rebordo alveolar. **Conclusão:** Os resultados deste estudo sugerem que o preenchimento do seio maxilar simultaneamente a instalação de implantes diminui sua chance de movimentação e, conseqüentemente, as tensões geradas na crista óssea. A escolha da forma do enxerto ósseo deve se basear principalmente na anatomia do assoalho do seio maxilar.

Palavras-chave: maxila posterior, enxerto ósseo, implante imediato, método dos elementos finitos,

INTRODUÇÃO

A reabilitação com implantes osseointegrados na região posterior de maxila é um desafio na presença de rebordos alveolares com disponibilidade óssea reduzida devido a pneumatização do seio maxilar e/ ou reabsorção da crista óssea em virtude da ausência dos dentes. Tatum¹ preconizou uma terapia cirúrgica denominada de levantamento de seio maxilar para reanatomização do tecido ósseo nesta área. Boyne e James² difundiram-na cientificamente tornando-a uma das mais utilizadas para tal finalidade. Desde então, seguidas modificações na técnica, utilização de diferentes materiais de preenchimento e tipos de implantes têm sido propostos para potencializar seu prognóstico terapêutico.

No levantamento de seio maxilar a instalação de implantes pode ser simultânea ou tardia (após a cicatrização do enxerto ósseo) dependendo da quantidade de tecido ósseo remanescente, que garantirá a estabilidade primária dos mesmos; se houver menos que 5 mm de altura residual é ideal realizar primeiramente o preenchimento do seio maxilar e após o período de maturação do material, a instalação dos implantes³.

O “*gold standard*” para o preenchimento do seio maxilar é o tecido ósseo autógeno devido suas propriedades osteogênicas, osteoindutivas e osteocondutivas⁴, contudo, o grande inconveniente é a morbidade do paciente devido a necessidade de uma área doadora. Visando minimizar tal fato, vários tipos de substitutos ósseos como materiais alógenos⁵, xenógenos⁶ e aloplásticos⁷ vêm sendo empregados, sozinhos ou em combinação com o osso autógeno. Todavia, de acordo com avaliações histológicas, o volume de tecido ósseo

mineralizado resultante do preenchimento do seio maxilar varia de 26% a 69% quando somente osso autógeno é utilizado^{8, 9} e de apenas 5% a 45% com o emprego de materiais substitutos^{10, 11}.

Os enxertos ósseos autógenos podem ser obtidos das mais variadas áreas tanto intra com extrabucal tais como sínfise, corpo e ramo mandibular, crista ilíaca e calota craniana podendo ser utilizados na forma de bloco^{12, 13} ou particulado^{14, 15}. Os enxertos ósseos em bloco colocados no assoalho do seio maxilar podem ser uma alternativa ao procedimento em dois estágios cirúrgicos por favorecer a estabilização do(s) implante(s) em remanescentes ósseos com altura reduzida¹⁶.

Khoury¹² verificou alto índice de sucesso em implantes instalados simultaneamente ao levantamento de seio maxilar onde a altura do osso residual variava de 1 a 5 mm. Para possibilitar a estabilização primária desses implantes, foram utilizados blocos de osso autógeno, removidos da sínfise ou da área retromolar, fixados no assoalho do seio. O espaço formado entre o enxerto e a membrana sinusal foi preenchido com diversos materiais.

Para a obtenção de um maior volume, o enxerto ósseo em bloco removido de áreas intra ou extrabucal pode ser triturado¹⁴ ou obtido com raspadores¹⁷ ou coletores ósseos¹⁸. A utilização deste material com a instalação imediata de implantes, na região de seio maxilar, pode ser um tratamento previsível em rebordos alveolares com um mínimo de 1 a 2 mm de altura se um adequado plano de tratamento e meticoloso procedimento cirúrgico for realizado¹⁹.

A presença de um remanescente ósseo mínimo é fundamental para garantir a estabilidade primária do implante e, posteriormente, suportar as forças oclusais. Ellegaard; Kolsen-Petersen; Baelum²⁰ avaliaram implantes instalados na região de

pré-molar e molar em pacientes que necessitavam de no mínimo 2 implantes, sendo um na região de seio maxilar com altura mínima de 3 mm; não foi utilizado nenhum material para seu preenchimento e os implantes se estenderam 5 mm ou mais para dentro do seio maxilar. Após 3 anos de acompanhamento, poucos implantes apresentaram perda óssea e formação de bolsa, sendo a taxa de sobrevivência superior a 86%, semelhante as apresentadas em estudos onde foi realizado levantamento de seio com osso autógeno simultaneamente a instalação dos implantes.

É importante, portanto, compreender as características da distribuição de tensão nesta área, fator chave para o sucesso ou insucesso dos implantes. Isto depende de variáveis, tais como direção e amplitude das forças, interface osso-implante, número, angulação, comprimento, diâmetro, forma e características da superfície dos implantes, o tipo de prótese e a quantidade e qualidade do tecido ósseo. Estes fatores tornam a análise *in vivo* complexa e inconclusiva²¹.

Os modelos *in vitro*, apropriadamente desenhados e analisados, podem ser úteis para estudar estes aspectos e suas relações. O método dos elementos finitos é rotineiramente usado na engenharia para estudar a mecânica de estruturas antes da sua fabricação. Atualmente, este método vem sendo utilizado na odontologia para avaliar o padrão de tensões frente a diferentes terapias reabilitadoras como, por exemplo, o tratamento com implantes osseointegrados. A grande vantagem é a resolução de problemas estruturais complexos dividindo-os em seções simples e pequenas usando técnicas matemáticas²².

Esta tecnologia possibilita a compreensão da interação entre implante e o tecido ósseo adjacente em diversas situações anatômicas e sob forças oclusais de

diferentes magnitudes e direções²³. Tepper et al.²⁴ avaliaram a influência da quantidade de material de preenchimento, comprimento e diâmetro do implante na distribuição de tensões em diferentes simulações clínicas por meio do método dos elementos finitos. Da mesma forma, Fanuscu; Vu; Poncelet²⁵ analisaram a distribuição de tensões na região posterior de maxila em áreas submetidas a enxerto ósseo.

Com o auxílio deste método, o presente estudo visa investigar a importância da qualidade óssea (enxerto em bloco ou enxerto particulado, por exemplo) para a instalação de implante simultaneamente ao procedimento de levantamento de seio maxilar e a distribuição de tensões em um remanescente ósseo que teoricamente permite a estabilidade inicial do implante.

MATERIAL E MÉTODOS

O *software* CAD (Computer Aided Design) Solid Works 2000 foi utilizado no pré-processamento da análise de elementos finitos para a construção de modelos tridimensionais da região posterior de maxilas edêntulas, baseada na tomografia computadorizada de pacientes do CEPID (Centro de Estudo e Pesquisa em Implantes Dentários da Universidade Federal de Santa Catarina). Este estudo foi desenvolvido no departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Santa Catarina.

Os modelos geométricos foram importados para o *software* ANSYS 7.0 (ANSYS, Canonsburg, PA) para obtenção da distribuição de tensões von Mises,

que é a mais comumente utilizada nas análises de elementos finitos para sumarizar toda tensão em um determinado ponto²¹.

A precisão de um modelo de elementos finitos é influenciada por 4 parâmetros: detalhes geométricos, tipo e número de elementos, propriedades materiais e condições de carregamento. Estes parâmetros foram cuidadosamente observados durante este estudo.

DETALHES GEOMÉTRICOS

Foram construídos 4 modelos tridimensionais de uma maxila posterior edêntula para representar diferentes possibilidades de tratamento:

- Modelo 1: remanescente ósseo de 5,0 mm (1 mm de osso cortical na crista do rebordo, 3,5 mm de osso trabecular e 0,5 mm de cortical correspondente ao assoalho do seio maxilar) sem material de preenchimento (figura 1);
- Modelo 2a: remanescente ósseo igual ao modelo 1 e área do seio maxilar preenchida com enxerto ósseo de rigidez semelhante ao osso cortical, sendo a altura de 8 mm (figura 2), totalizando 13 mm;
- Modelo 2b: igual ao modelo 2a, mas com enxerto ósseo de rigidez semelhante ao osso medular (figura 2);
- Modelo 3: ausência de pneumatização do seio maxilar e, portanto, altura óssea de 13 mm (1 mm de osso cortical na crista do rebordo, 11,5 mm de osso trabecular e 0,5 mm de cortical do seio maxilar); o implante não atinge o assoalho do seio (figura 3).

<p>Figura 1 – Representação esquemática do modelo 1.</p>	<p>Figura 2 – Representação esquemática dos modelos 2a e 2b.</p>	<p>Figura 3 – Representação esquemática do modelo 3.</p>

O implante utilizado neste estudo foi gerado a partir do seu desenho original (3i/ Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL), apresentando 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, porém, com ausência das roscas.

O preenchimento do seio maxilar foi considerado ideal, como sugerido no estudo de Tepper et al.²⁴, assim como a osseointegração, ou seja, 100% de contato osso-implante tanto no osso residual quanto no material de preenchimento.

TIPO E NÚMERO DE ELEMENTOS

Foram utilizados elementos tetraédricos quadráticos com 10 nós sendo que uma primeira malha foi gerada pelo *software* ANSYS 7.0 (ANSYS Inc.) e, posteriormente, refinada com redefinição do número de elementos nas áreas de interesse. A tabela 1 mostra o número de elementos e nós referentes a cada modelo.

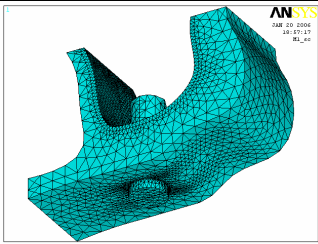
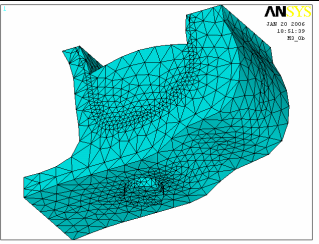
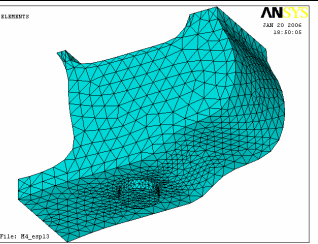
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
			
Elementos	52532	44334	25620
Nós	78204	63185	36723

Tabela 1 – As figuras mostram a malha de cada modelo com seus respectivos números de elementos finitos e nós.

PROPRIEDADES MATERIAIS

As propriedades dos materiais utilizados neste estudo foram determinadas de acordo com a literatura²⁵ e estão listadas na tabela 2. Todos os valores para o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson permaneceram constantes ao longo do estudo, exceto para o enxerto ósseo onde foi proposto um valor mínimo e outro máximo para representar suas diferentes rigidez, como observado nos modelo 2a e 2 b. Os materiais usados neste modelo foram considerados ser isotrópico, homogêneo e linearmente elástico.

	Módulo de Elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Titânio	103,4	0,35
Osso cortical	14,0	0,30
Osso medular	1,4	0,30
Enxerto rígido	11,0	0,30
Enxerto menos rígido	0,5	0,30

Tabela 2: Propriedades materiais do titânio, tecido ósseo e enxerto ósseo.

CONDIÇÕES DE CONTORNO

Para representar as forças oclusais, foram simuladas 2 situações de força estática: (1) axial: força de 300 N aplicada sobre a plataforma do implante no seu longo eixo (figura 4); (2) oblíqua: força de mesma intensidade que a axial aplicada a 45° do eixo longitudinal do implante, no plano sagital, também sobre sua plataforma (figura 5).

Neste estudo, foi definida ausência de movimento de translação e rotação nas superfícies mesial e distal do complexo ósseo, como representado nas figuras 4 e 5.

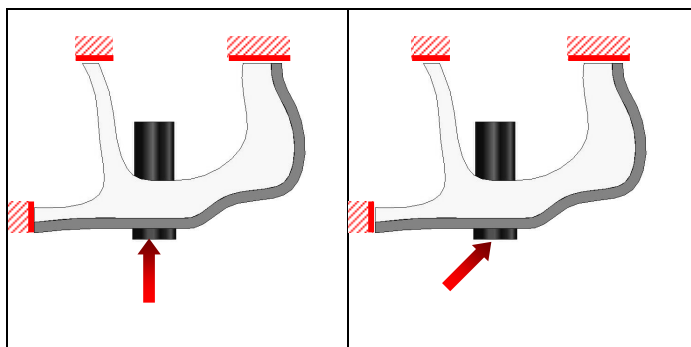


Figura 4– Representação da força axial e da fixação do modelo impedindo seu deslocamento.

Figura 5– Representação da força oblíqua e da fixação do modelo impedindo seu deslocamento.

RESULTADOS

Os dados obtidos no presente estudo permitem uma análise estática linear devido às limitações do método dos elementos finitos.

Todos os modelos apresentaram uma alta concentração de tensões no osso cortical tanto da crista óssea quanto do assoalho do seio maxilar, em virtude do seu alto módulo de elasticidade. Os modelos 2a e 2b apresentaram a melhor situação de distribuição de tensões, sendo que o primeiro apresentou menor

concentração de tensões no osso medular e cortical da crista óssea e assoalho do seio apresentando, portanto, uma maior participação na dissipação das forças.

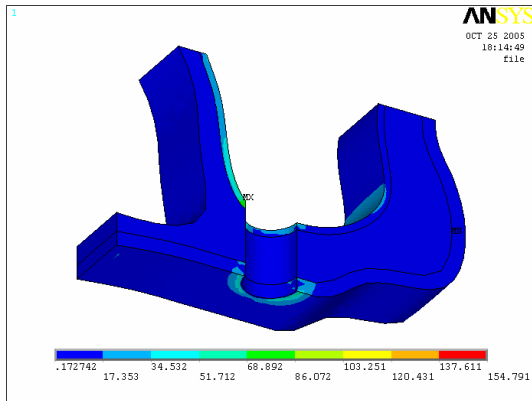


Figura 6 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 1 sob força axial.

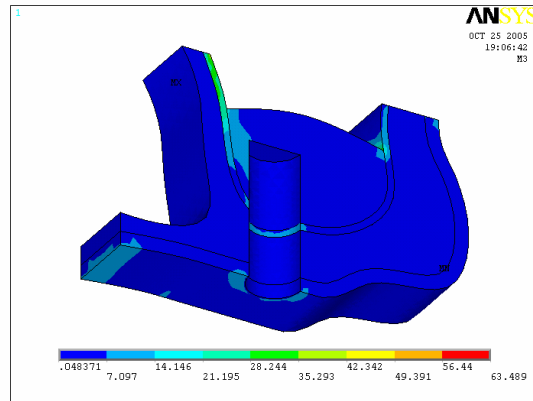


Figura 7 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 2a sob força axial.

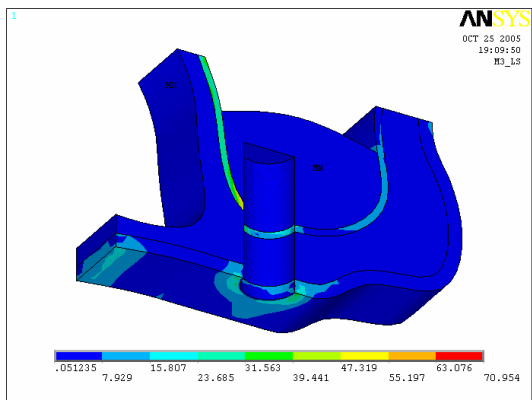


Figura 8 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 2b sob força axial.

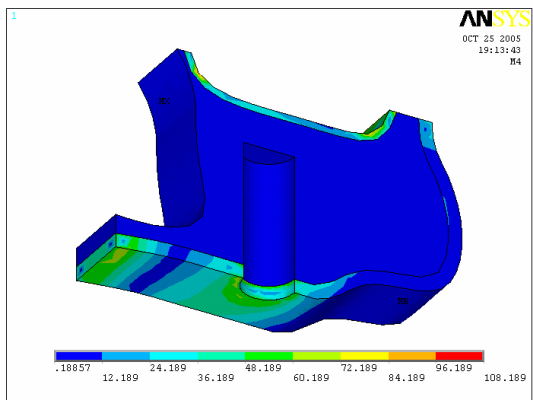


Figura 9 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 3 sob força axial.

O modelo 4 apresentou a mais alta concentração de tensões no osso cortical da crista óssea; após ultrapassar esta camada, houve uma queda abrupta das tensões no tecido ósseo medular que ficaram constantes ao longo de todo comprimento do implante por não haver interfaces de materiais como nos demais modelos, apenas osso medular.

As figuras 10, 11, 12 e 13 mostram as tensões von Mises nos modelos sob força oblíqua. O padrão de distribuição de tensões no tecido ósseo ao redor do

implante foi semelhante ao descrito para força axial, porém, comparativamente maior.

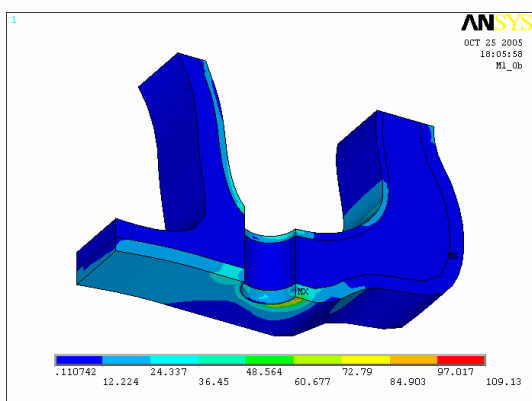


Figura 10 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 1 sob força oblíqua.

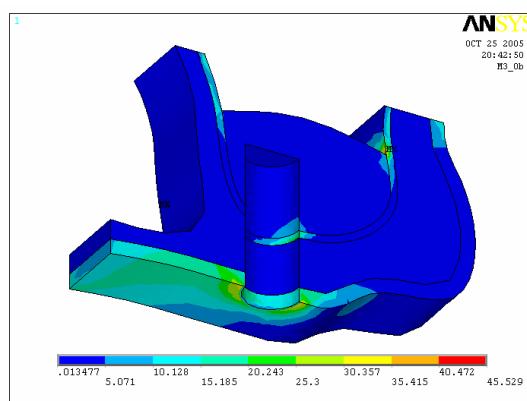


Figura 11 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 2a sob força oblíqua.

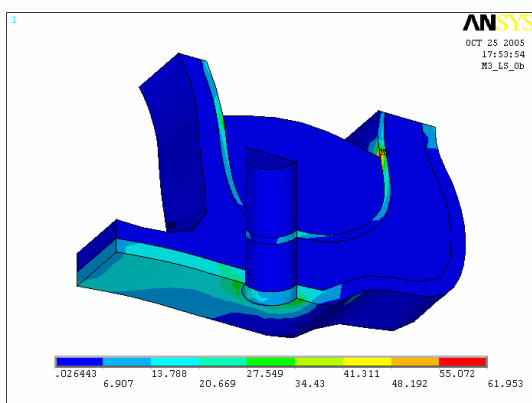


Figura 12 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 2b sob força oblíqua.

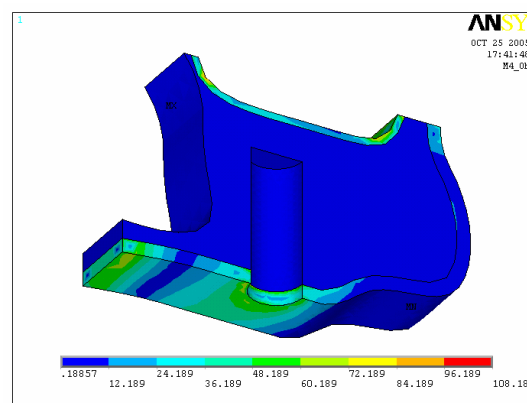


Figura 13 – Distribuição de tensões von Mises no modelo 3 sob força oblíqua.

A distribuição de tensões no residual ósseo dos modelos 2a e 2b foi semelhante, diferindo a partir do assoalho do seio maxilar, onde as tensões no enxerto de maior rigidez (modelo 2a) foram maiores.

Quando comparados ao modelo 1, há uma grande redução de tensões na crista óssea e assoalho do seio maxilar, tanto sob força oblíqua quanto força axial, indicando uma participação do enxerto ósseo na limitação da movimentação do implante (Gráfico 1 e 2).

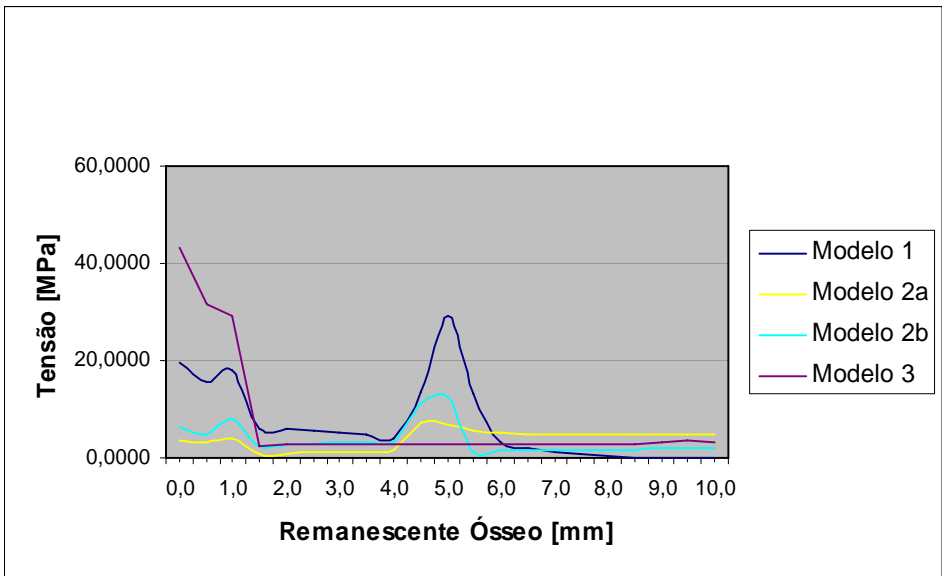


Gráfico 1 – Distribuição de tensões von Mises sob força axial.

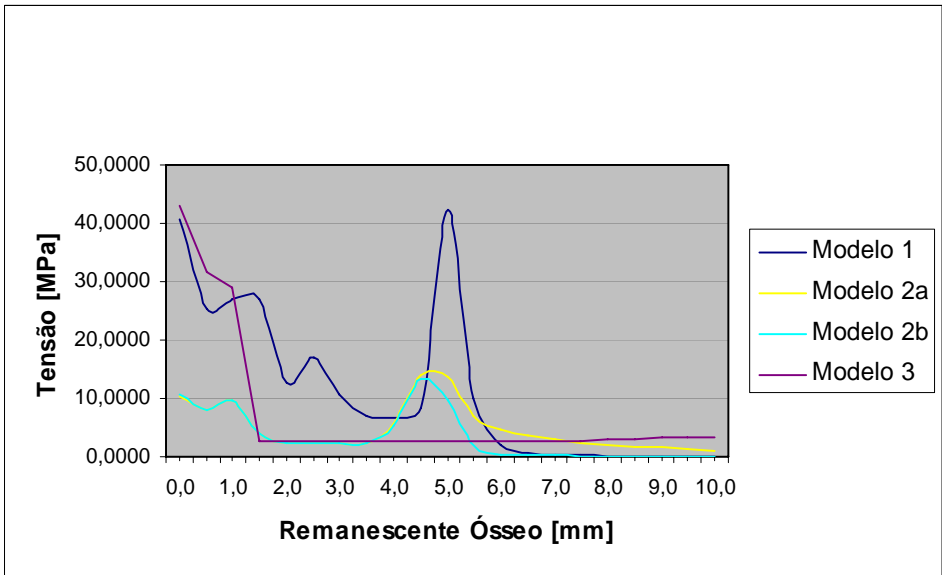


Gráfico 2 – Distribuição de tensões von Mises sob força oblíqua.

DISCUSSÃO

A análise de elementos finitos pode auxiliar na compreensão da biomecânica de diversos materiais restauradores²⁶, desenhos de próteses²⁷, geometria de implantes²⁸ assim como simular diversas situações clínicas²⁹, o que seria difícil em estudos *in vivo*. Como este método tem se mostrado uma ferramenta precisa e prática²⁴, foi utilizado no presente estudo para analisar o comportamento do tecido ósseo na região posterior de maxila submetida a vários tratamentos sob a ação de forças axiais e oblíquas, simulando a ação mastigatória.

A distribuição de tensões no osso periimplantar foi investigada em vários estudos através da análise de elementos finitos 2-D^{30, 31} e 3-D^{32, 21}. Uma vez que os últimos são mais representativos do padrão de tensão no tecido ósseo^{33, 34}, foram construídos, neste estudo, modelos 3-D dimensionalmente similares a uma maxila posterior com altura óssea suficiente para instalação de implantes (13 mm) e a uma maxila atrófica (5 mm) para representar diferentes situações clínicas e possíveis formas de tratamento. A presença das camadas de osso cortical na crista óssea (1 mm) e no assoalho do seio maxilar (0,5 mm) foi uma correlação clínica para esta anatomia, como verificado no trabalho de Fanuscu; Vu; Poncelet²⁵.

A utilização de modelos gráficos e *softwares* oferecem vantagens sobre outros métodos para simulação da complexidade que caracteriza as situações clínicas³⁵. Entretanto, as suposições feitas em relação às propriedades materiais (tecido ósseo cortical, medular, enxerto ósseo com maior e menor rigidez),

desenho geométrico (macrogeometria do implante) e condições de contorno (magnitude e inclinação da força, restrição de movimento) podem representar um problema na interpretação de soluções numéricas²².

Os valores do módulo de elasticidade para tecido ósseo resultante do preenchimento do seio maxilar podem variar dependendo do material utilizado e seu grau de maturação²⁵. Como a determinação do módulo de elasticidade no método dos elementos finitos tem impacto direto sobre a análise, um valor aproximado à rigidez do osso cortical e do osso medular foi usado para simular o enxerto com maior (modelo 2a) e menor rigidez (modelo 2b), respectivamente, representando diferentes padrões de formação óssea na área previamente preenchida, de acordo com o estudo de Fanuscu; Vu; Poncelet²⁵.

Em analogia com a clínica, o enxerto com maior rigidez pode ser representado pelos enxertos ósseos autógenos em bloco, como demonstrado nos trabalhos de Khoury¹² e Johansson et al.¹³. Já o enxerto com menor rigidez, pode ser representado pelo tecido resultante do preenchimento do seio maxilar com material autógeno particulado^{14, 15}, alógeno⁵, xenógeno⁶ ou aloplástico⁷, pois apresenta características semelhantes ao osso medular³⁶.

Os componentes ósseos dos modelos utilizados neste estudo apresentaram caráter homogêneo, isotrópico e linearmente elástico como na maioria das análises pelo método dos elementos finitos^{35, 32}, entretanto, suas propriedades são diferentes³⁷. O tecido ósseo é um material anisotrópico, ou seja, o módulo de elasticidade e a resistência à flexão variam de acordo com o local analisado e, sendo assim, a distribuição de tensões não está totalmente esclarecida²⁶. Como o objetivo deste estudo foi verificar a distribuição de tensões no tecido ósseo

adjacente a um implante e comparar as diferentes abordagens terapêuticas através de uma análise qualitativa e não quantitativa, os modelos isotrópicos, homogêneos e linearmente elásticos foram utilizados pela facilidade técnica. Uma vez que o estudo de O'Mahony ; Williams; Spencer³⁸ verificaram um aumento de 20 a 30% nas tensões nos modelos com característica anisotrópica para o tecido ósseo mandibular em relação aos modelos com característica isotrópica mas não mudanças no padrão de distribuição das tensões.

As roscas do implante não foram representadas nos modelos devido ao conhecimento prévio da concentração de tensões em suas extremidades^{23, 25}, fator não relevante para este estudo. Em relação ao comprimento, Chun et al.³¹ demonstraram que o mesmo não funciona como um fator importante em reduzir a máxima tensão efetiva quando este valor é superior a 10 mm.

Além disso, a dificuldade técnica em estabelecer o grau de osseointegração e a falta de dados levou a considerar 100% de contato osso-implante, como na maioria dos estudos^{21, 28}. Entretanto, tal fator parece não afetar o nível ou a distribuição das tensões neste tipo de análise, tanto para forças axiais quanto oblíquas, como foi verificado no estudo de Papavasiliou et al.³⁹ que avaliou diferentes porcentagens de osseointegração.

Com a utilização deste método, é possível simular forças verticais, horizontais e combinadas, sendo que as últimas representam mais apropriadamente a direção das forças oclusais³⁰. Como a magnitude das forças mastigatórias varia enormemente, foi adotado um valor de 300 N, de acordo com outros estudos^{21, 40}, aplicado verticalmente e a 45° do longo eixo do implante baseado na literatura²⁷. A incidência da força foi diretamente sobre sua plataforma,

em concordância com o estudo de Tepper et al.²⁴, para não haver influência dos intermediários protéticos e/ ou materiais restauradores na distribuição de tensões. Além disso, as restrições de movimentação do modelo representadas nas figuras 4 e 5 simulam superficialmente o complexo padrão das forças mastigatórias e suas reações na estrutura craniofacial³⁵.

Apesar dos tratamentos com enxertos ósseos ou materiais substitutos apresentarem um alto índice de sucesso³, a contribuição do osso formado na dissipação das forças oclusais não está definida na literatura. Alguns estudos avaliaram o contato osso-implante, na região posterior de maxila submetida a enxerto ósseo, através da histologia de microimplantes retirados desta área^{6, 41}. Os resultados destes estudos mostraram uma menor área de contato osso-implante em áreas submetidas a enxerto ósseo, particularmente em implantes imediatos, quando comparado ao osso residual.

Embora não haja nenhuma evidência clínica do grau de contato osso-implante e distribuição de força, potencialmente magnitudes de tensões muito maiores poderiam se concentrar na interface osso residual-implante, pois a interface enxerto ósseo-implante é menor²⁵. Tal fato não foi comprovado neste estudo onde os modelos que simularam a presença de enxerto ósseo (2a e 2b) não apresentaram maior concentração de tensões na crista óssea quando comparado ao modelo 3, justamente por considerar 100% de contato enxerto-ósseo implante.

Devido às simplificações resultantes das limitações do procedimento de confecção dos modelos e consideração de hipóteses (por exemplo, osseointegração e força), os resultados demonstram uma idéia geral das

tendências de tensões para esta determinada situação clínica. Assim, os valores não são representativos da condição real na cavidade bucal, tornando a análise qualitativa o melhor meio para interpretação dos dados e extrapolação dos resultados.

Os dados obtidos neste estudo são consonantes com os relatados na literatura onde as tensões são concentradas principalmente ao redor da plataforma do implante, no osso cortical⁴², e assoalho do seio maxilar²⁵. Devido o módulo de elasticidade do osso cortical ser muito mais alto que do osso medular, sua resistência à deformação é maior e, conseqüentemente, o nível de tensão nesta área também³². Nos modelos 2a e 2b, a concentração de tensões no osso cortical da crista foi menor provavelmente porque o enxerto ósseo diminuiu o deslocamento do implante e a geração de tensões nesta área. Além disso, apresentaram uma distribuição mais favorável ao longo de todo implante sendo, ainda, a situação mais promissora para o tratamento de maxilas posteriores atroficas.

As duas camadas de osso cortical tiveram uma importância fundamental na distribuição de tensões para esta anatomia. Por isso, na situação ideal para instalação de implantes (modelo 3), a concentração de tensões foi alta no osso cortical da crista, permanecendo constante em todo implante, devido a inexistência de interfaces entre materiais com diferentes módulos de elasticidade.

Para esta situação proposta no presente estudo, ambos enxertos ósseos demonstraram melhor resposta frente às possíveis forças mastigatórias quando comparados à instalação de implante sem preenchimento do seio maxilar (modelo 1), porém, apresentaram semelhança entre si. Estes resultados podem ser

explicados pela quantidade de osso residual que teoricamente permite a estabilidade inicial do implante e, portanto, a rigidez do enxerto ósseo apresentou pouca influência sob o ponto de vista da distribuição das tensões. Sendo assim, antes da realização de um determinado plano de tratamento é importante levar em consideração muitos fatores e, dentre eles, o remanescente ósseo na região posterior de maxila.

CONCLUSÕES

O objetivo final da reabilitação com implantes osseointegrados na região posterior de maxila é principalmente a devolução da função mastigatória. Nesse sentido, é fundamental um criterioso planejamento cirúrgico e protético para que haja uma distribuição de tensões favorável e um bom prognóstico desse tratamento. Os enxertos, tanto o de maior quanto o de menor rigidez, melhoram o padrão de distribuição de tensões em áreas de pneumatização do rebordo alveolar. Assim, a anatomia do seio maxilar e o remanescente ósseo são fatores decisivos na escolha da forma do enxerto ósseo.

REFERÊNCIAS

1. TATUM, O. H. Maxillary sinus grafting for endosseous implants. Presented at the Annual Meeting of the Implant Study Group, Birmingham, AL, 1977.
2. BOYNE, P. J.; JAMES, R. A. Grafting of maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. **J Oral Surg**, v.38, p.613–618, 1980.

3. FABBRO, M. D.; TESTORI, T.; FRANCIETTI, L.; WEINSTEIN, R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.24, n.6, p.565-577, 2004.
4. TONG, D. C.; RIOUX, K.; DRANGSHOLT, M.; BEIRNE, O. R. A Review of Survival Rates for Implants Placed in Grafted Maxillary Sinuses Using Meta-analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.175–182, 1998.
5. FUGAZZOTTO, P. A., VLASSIS J. Long-term success of sinus augmentation using various surgical approaches and grafting materials. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.52–58. 1998.
6. JENSEN, O. T.; SENNERBY, L. Histologic analysis of clinically retrieved titanium microimplants placed in conjunction with maxillary sinus floor augmentation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.513-521, 1998.
7. SZABÓ, G. et al. Autogenous bone versus β -tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevations (2- and 3-dimensional computed tomographic, histologic, and histomorphometric evaluations): preliminary results. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.16, n.5, p.681-692, 2001.
8. LUNDGREN, S., MOY, P. K., JOHANSSON, C., NILSSON, H. Augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible: a histologic and histomorphometric study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.11, p.760–766, 1996.
9. BLOMQVIST, J. E.; ALBERIUS, P.; ISAKSSON, S.; LINDE, A.; OBRANT, K. Importance of bone graft quality for implant integration after maxillary sinus reconstruction. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.86, p.268–274,1998.
10. WHEELER, S. L. Sinus augmentation for dental implants: the use of alloplastic materials. **J Oral Maxillofac Surg**, v.55, p.1287–1293, 1997.
11. HANISCH, O.; LOZADA, J. L.; HOLMES, R. E.; CALHOUN, C. J.; KAN, J. Y. K.; SPIEKERMANN, H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: a histomorphometric analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, p.329–336, 1999.
12. KHOURY, F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.4, p.557–564, 1999.
13. JOHANSSON, B. et al. Implants and sinus-inlay bone grafts in a 1-stage procedure on severely atrophied maxillae: surgical aspects of a 3-year follow-up study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.6, p.811–818, 1999.

14. CORDARO, L. Bilateral simultaneous augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible. Report of a technique and preliminary results. **Clin Oral Impl Res**, n.14, p.201–206, 2003.
15. PELEG, M.; MAZOR, Z.; GARG, A. K. Augmentation grafting of the maxillary sinus and simultaneous implant placement in patients with 3 to 5 mm of residual alveolar bone height. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.4, p.549-556, 1999.
16. HIRSCH, J. M.; ERICSSON, I. Maxillary sinus augmentation using mandibular bone grafts and simultaneous installation of implants. A surgical technique. **Clin Oral Implants Res**, v.2, p.91–96, 1991.
17. ARTZI, Z.; KOZLOVSKY, A.; NEMCOVSKY, C. E.; WEINREB, M. The amount of newly formed bone in sinus grafting procedures depends on tissue depth as well as the type and residual amount of the grafted material. **J Clin Periodontol**; v.32, p.193–199, 2005.
18. KAINULAINEN V. T.; KAINULAINEN, T. J.; OIKARINEN, K. S.; CARMICHAEL, R. P.; SA`NDOR, G. K. B. Performance of six bone collectors designed for dental implant surgery. **Clin Oral Impl Res**, v.17; p.282–287, 2006.
19. PELEG, M.; GARG, A. K; MAZOR, Z. Predictability of simultaneous implant placement in the severely atrophic posterior maxilla: A 9-year longitudinal experience study of 2132 implants placed into 731 human sinus grafts. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.21, p.94-102, 2006.
20. ELLEGAARD, B., KOLSEN-PETERSEN, J.; BAELUM, V. Implant therapy involving maxillary sinus lift in periodontally compromised patients. **Clin Oral Impl Res**, v.8, p.305-315, 1997.
21. KOCA, O. L.; ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. **J Prosthet Dent**, v.93, p.38-44, 2005.
22. GENG, J-P; TAN, K. B. C.; LIU, G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v.85, p.585–598, 2001.
23. NATALI, A. N.; PAVAN, P. G.; RUGGERO, A. L. Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. **Clin Oral Impl Res**, v.17, p.67–74, 2006.
24. TEPPER, G; HAAS, R.; ZECHNER, W.; KRACH, W.; WATZEK, G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. **Clin Oral Implant Res**, v.13, n., p.657-665, 2002

25. FANUSCU, M. I.; VU, H. V.; PONCELET, B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. **J Oral Implantol**, v.30, n.2, p.59-68, 2004.
26. UYSAL, H.; KURTOGLU, C.; GURBUZ, R.; TUTUNCU, N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. **J Prosthet Dent**, v.93, p.235-44, 2005.
27. HUANG, H-L. et al. Effects of splitted prosthesis supported a wide implant or two implants: athree-dimensional finite element analysis. **Clin Oral Impl Res**, v.16, p.466-72, 2005.
28. BOZKAYA, D.; MUFTU, S.; MUFTU, A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. **J Prosthet Dent**, v.92, p.523-30, 2004.
29. GALLAS, M. M.; ABELEIRA, M. T.; FERNÁNDEZ, J.R.; BURGUERA, M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic ancorage. **Eur J Orthod**, v.27, n.1, p.12-16, 2005.
30. HOLMGREN, 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**, v.34, n.2, 1998.
31. CHUN, H. J et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.29, p.565–574, 2002.
32. SEVIMAY, M.; TURHAN, F.; KILICXARSLAN, M. A.; ESKITASCIOGLU, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. **J Prosthet Dent**, v.93, n., p.227-234, 2005.
33. DARBAR, U. R.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. Stress analysis techniques in complete dentures. **J Dent**, v.22, p.259-64, 1994.
34. DeTOLLA, D. H.; ANDREANA, S.; PATRA, A.; BUHITE, R.; COMELLA, B. The role of the finite element model in dental implants. **J Oral Implantol**, v.27, p.77-81, 2000.
35. TADA, S.; STEGAROIU, R.; KITAMURA, E.; OSAMU MIYAKAWA, O.; KUSAKARI, H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.18, p.357–368, 2003.

36. JOHN, H.; WENZ, B. Histomorphometric analysis of natural bone mineral for maxillary sinus augmentation. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.2, p.199-207, 2004.
37. COCHRAN, D. L. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. **Clin Oral Implants Res**, v.11, p.33-58, 2000.
38. O'MAHONY, A. M.; WILLIAMS, J. L.; SPENCER, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. **Clin Oral Impl Res**, v.12, p.648-657, 2001.
39. PAPAVALIIOU G, KAMPOSIOIRA P, BAYNE SC, FELTON DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses. **J Dent**, v.25, p.485-91, 1997.
40. ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A.; SEVIMAY, M.; SOYKAN, E.; UNSAL, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. **J Prosthet Dent**, v.91, p.144-50, 2004).
41. WATZEK, G.; ULM, C. W.; HAAS, R. Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. In: JENSEN, O. T. **The sinus bone graft**. Chicago, Ill: Quintessence, p. 31-47, 1999.
42. STEGAROIU, R.; SATO, T.; KUSAKARI, H.; MIYAKAWA, O. Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, p.82–90, 1998.

ARTIGO 2

TITLE OF THE MANUSCRIPT

The importance of bone graft quality in 1-stage sinus lift procedures: a finite element analysis

AUTHORS

¹Aline Franco Siqueira, DDS, MSc

²Edison da Rosa, DDS, MSc, PhD

³Ricardo de Souza Magini, DDS, MSc, PhD

⁴Cimara Fortes Ferreira, DDS, MSc, PhD

AFFILIATION

¹ Doctorate Student in Dental Implantology of the Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.

²Department of Mechanical Engineering, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.

³Department of Periodontology, University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil.

⁴Assistant Professor at Continuing Education in Implant Dentistry at the Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Santa Catarina, Brazil.

CORRESPONDING AUTHOR

Dr. Cimara Fortes Ferreira

Universidade Federal de Santa Catarina - Centro de Ensino e Pesquisa em Implantes Dentários (UFSC-CEPID) – 1º Piso – Departamento de Estomatologia

Centro de Ciências da Saúde- CAMPUS UNIVERSITÁRIO TRINDADE

88040-970 Florianópolis SC

BRAZIL

Phone: +55 – 48 - 331-9077 Fax: +55 – 48 - 234-1788

Email: cimarafortes@hotmail.com

This study was based on the thesis submitted to the Department of Stomatology of the Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, Brazil, in partial fulfillment of the requirements for the MSc degree in Dentistry and the dissertation was defended on February 3rd, 2006.

ABSTRACT

Aim: Implant placement in the atrophied posterior maxilla due to tooth loss, sinus pneumatization and to poor residual bone quality of the maxilla is a challenge. Many techniques were developed and improved to reduce the size and modify the maxillary sinus anatomy in order to place appropriate dental implants in the adequate position for future prosthetic rehabilitations. Finite analysis was used to measure the distribution of *Von Mises* stress on the bone adjacent to an implant placed in the edentulous posterior maxilla submitted to different treatments. **Materials and Methods:** Four models of three-dimensional finite-element analysis were fabricated of the posterior maxilla to simulate different therapeutic approaches: 1) no treatment; 2a) sinus filled with bone graft similar to cortical bone; and 2b) sinus filled with bone graft similar to medullar bone 3) sufficient residual bone for implant placement. Axial and oblique loads of 300 N were applied and the resulting stress was measured. **Results:** The highest stress concentration was on the cortical bone from both the alveolar ridge and the sinus floor. Both modalities of bone graft procedures optimized stress distribution in the maxillary sinus presenting increased pneumatization. **Conclusion:** The results from this study suggest that the use of sinus filling simultaneous to implant placement reduce the chance for movement and consequently, stress in the bone ridge. Additionally, the selection of the bone graft type should rely especially on the sinus floor anatomy.

Key-words: Dental implants, Posterior maxilla, Three-dimensional finite-element analysis, Stress distribution, Bone graft.

INTRODUCTION

The rehabilitation of the atrophied posterior maxilla by means of dental implants is a challenge for the dental surgeon. The maxilla undergoes pneumatization and reduction in the alveolar ridge, height and width, consequently after tooth loss and with the advance in age. Tatum¹ advocated the maxillary sinus lift procedure aiming re-anatomize the bone tissue previous to dental implant rehabilitation. Boyne and James² diffused this technique and it became one of the most used surgical techniques for bone augmentation in the posterior maxilla. Since then, various technical modifications occurred. The use of different filling materials and different types of dental implants has been proposed to enhance the potential therapeutic prognosis.

Sinus lift procedure involves two surgical options for implant placement: simultaneous or late. The selection of the surgical modality for implant placement depends on sufficient amount of remaining bone tissue to enable primary stability of the dental implant. Less than 5 mm of residual bone ridge height demands sinus lift procedure and posterior implant placement after bone maturation³.

The *Gold Standard* for sinus lift procedure is the use of autogenous bone as a filling material, due to its osteogenic, osteoinductive, osteoconductive properties⁴. However the relevant inconvenience is the patient's morbidity pertaining to the need of additional surgical sites to harvest bone tissue.

In order to minimize the need for a second surgical site, several bone substitute materials have been suggested, such as: allograft⁵; xenograft⁶; and, alloplastic graft⁷ materials. These materials can be employed alone or in

associated with autogenous bone graft. Histological studies shows 26% to 69% mineralized bone tissue augmented after sinus lift procedures associated with autogenous bone grafts^{8, 9} and only 5% to 45% of bone augmentation when using substitute bone graft materials^{10, 11}.

Autogenous bone grafts can be harvested from intra or extra-oral sites. The extra-oral sites for bone harvesting are mandibular symphysis, external oblique ridge of the mandible, iliac crest and calvaria. After harvesting the graft can be used for onlay grafts^{12, 13} or particulate^{14, 15}. In the atrophied maxilla with less than 5 mm of residual bone, in order to reduce treatment time, an alternative treatment would be the placement of an onlay bone graft on the sinus floor simultaneous to implant placement. This bone graft would support primary stability of the implant¹⁶.

Khoury¹² showed high success rate of implants placed simultaneous to maxillary sinus lift procedures, in the area where the residual bone ridge height varied from 1 to 5 mm. In order to enable primary stabilization of the implants, blocks of autogenous bone were harvested from the mandibular symphysis or from the retromolar area and fixed on the sinus floor by means of the dental implant. The gap between the graft and the sinus floor was filled with bone graft material.

Aiming higher volumes of augmented bone, a block of bone harvested from intra or extra-oral sites can be particulated¹⁴ or collected with a bone collector device^{16, 17}. When adequately planned and when using a meticulous surgical technique, the use of particulated bone graft and the immediate implant placement in the maxillary sinus site, is a predictable treatment for the alveolar ridge with at least 1 or 2mm in height¹⁹.

The minimum amount of remaining bone enables primary stability of the dental implant in order for it to support the following occlusal force. Ellegaard, Kolsen-Petersen, and Baelum²⁰ evaluated dental implants placed in the premolar and molar areas of patients presenting at least two edentulous sites. One of the dental implants needed to be placed in the maxillary sinus at a minimum height of 3 mm and the surgical technique involved no use of graft material. The implants extended up to 5mm or more into the maxillary sinus. At the 3 year follow-up, few implants showed bone loss or peri-implant pocket formation. The survival rate was higher than 86%, which is similar to survival rates of sinus lift procedure associated with autogenous bone grafts and simultaneous implant placement.

A key factor to determine dental implant success or failure is the understanding of the features of stress distribution in the posterior maxilla. These features depend upon variables such as: direction and amplitude of the tensile strengths; bone-implant interface; number, angulations, length, diameter of the implant; implant surface characteristics and design; type of prosthesis to be fabricated; as well as, bone quantity and quality. Considering these factors, *in vivo* analysis becomes non-conclusive and complex²¹.

Properly designed *in vitro* models may be useful to study stress distribution in the posterior maxilla. The Finite Element method is frequently used in mechanical engineering in order to assess the mechanics of frames and structures before their fabrication. Currently, this method has been used in Dentistry to assess the stress patterns of various rehabilitation therapies, e.g the use of dental implants. The significant advantage of this method is that it enables to solve

complex structural problems, dividing them into small and simple sections by means of mathematical techniques²².

This technology enables us to understand the integration between the implant and the adjacent bone tissue in several anatomic situations and under occlusal forces of different magnitude and directions²³. Tepper et al.²⁴ analyzed the influence of the amount of bone graft material, and the dental implant length and diameter, in the distribution of the tensile force in different clinical simulations by means of Finite Element Analysis (FEA). Fanuscu, Vu, and Poncelet²⁵ also evaluated the influence of stress distribution in areas submitted to bone graft procedures in the posterior maxilla.

Therefore, the present study aims to investigate the influence of the bone graft quality (onlay or particulate graft, for example) on the 1-stage sinus lift procedure on atrophied maxilla, as well as the distribution of tensile stress on the remaining bone which theoretically allows the initial stability of the implant.

MATERIALS AND METHODS

CAD (Computer Aided Design - Solid Works 2000) software was used for the pre-processing of the FEA in order to construct three-dimensional models of the posterior maxilla with an implant. This work was conducted at the Mechanical Engineering Department of the Federal University of Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brazil.

The geometric models were imported to ANSYS 7.0 (ANSYS, Canonsburg, PA) software to obtain distribution of *Von Mises* tensions, which is the most commonly used in FEA to summarize all the tension at the point of interest²¹.

The precision of a finite element model is influenced by 4 parameters: 1) geometric details; 2) element type and number; 3) material properties; and 4) loading conditions. These parameters were carefully observed in this study.

Geometric details

Five three-dimensional models of the posterior maxilla, representing different treatment modalities were fabricated:

Model 1) Residual bone of 5.0 mm (1 mm of cortical bone in the alveolar ridge), 3.5 mm of medullar bone and 0.5 mm of maxillary sinus cortical bone without filling material (Figure 1).

Model 2a) Same residual bone as in Model 1 and maxillary sinus filled with bone graft similar to cortical bone, resulting in a height of 8 mm (Figure 2).

Model 2b) Same residual bone as in Model 2a and maxillary sinus filled with bone graft similar to medullar bone, resulting in a height of 8 mm (Figure 2).

Model 3) Absence of pneumatization of the maxillary sinus, presenting a height of 1 mm of cortical bone in the alveolar ridge, 11.5 mm of medullar bone and 0.5 mm of maxillary sinus cortical bone (Figure 3).

<p>Figure 1) Scheme of Model 1.</p>	<p>Figure 2) Scheme of Model 2a and 2b.</p>	<p>Figure 3) Scheme of Model 3.</p>

The implant used in this study was generated from an original dental implant (3i/ Implant Innovations, Palm Beach Gardens, FL) of 3.75 mm in diameter and 10 mm in length, however, without threads.

The standard for sinus lift was previously described²⁴. Osseointegration was considered 100% bone contact for the residual bone and the filling material.

Element type and count

Parabolic tetrahedral elements with 10 nodes (nós) (Figure 5) and a mesh was generated by ANSYS 7.0 (ANSYS Inc.) software. Further more, this mesh was refined with the re-definition of the new number of elements in the area of interest. Table 1 shows the number of elements and nodes referent to each Model.

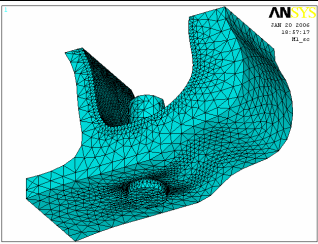
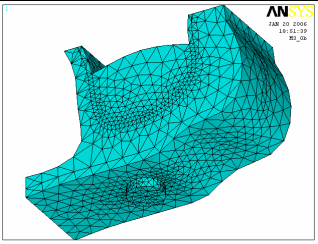
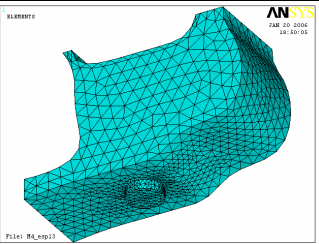
	Model 1	Model 2	Model 3
			
Elements	52532	44334	25620
Nodes	78204	63185	36723

Table 1 – The figures shows the mesh for each Model with the respective numbers of finite elements and nodes.

Material properties

The properties of the materials used in this study were determined according to the literature²⁵ and are listed in Table 2. All the values for elasticity modulus and Poisson's coefficient maintained constant during the study period, except for the bone graft with the minimum and maximum proposed values in order to represent the different rigidity, as observed in Models 2a and 2b. The material used in this Model were considered isotropic, homogenous and linearly elastic.

	Elastic Modulus (GPa)	Poisson's Coefficient
Titanium	103.4	0.35
Cortical bone	14.0	0.30
Medullar bone	1.4	0.30
Rigid graft	11.0	0.30
Less rigid graft	0.5	0.30

Table 2: Property for the titanium material, boné tissue and bone graft.

Applied boundary conditions

In order to represent occlusal forces, two static conditions were simulated: 1) axial force: 300 N applied on the implant head (Figure 6); 2) Oblique: same intensity force applied 45° with the implant axis, in the sagittal plane, also on the implant head (Figure 7).

Boundary conditions of the Model were defined with zero displacement of translation and rotation on both mesial and distal surfaces of the bone complex were defined as shown in Figures 6 and 7.

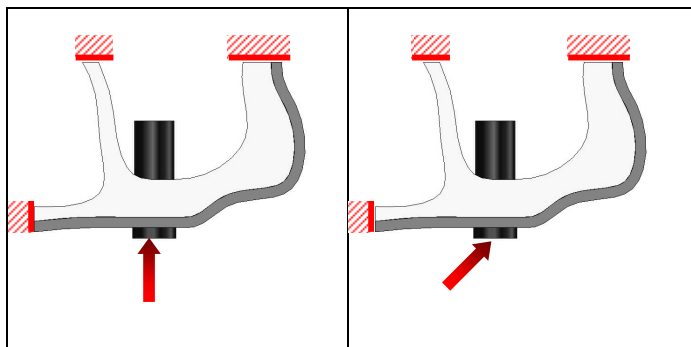


Figure 6) Scheme of axial forces and the model fixation preventing displacement of the model.

Figure 7) Scheme of oblique forces and the model fixation preventing displacement of the model.

RESULTS

The data obtained from the present study permit a static linear analysis of due to the limitations of the finite element method.

All the Models analyzed in this study showed high tension concentration on both, alveolar ridge bone and sinus floor, due to their high elastic modulus. The Models 2a and 2b presented a better tension distribution, however, the first presented lower tension distribution in the medullar and cortical alveolar ridge bone and sinus floor. Therefore, these Models permitted a better force dissipation.

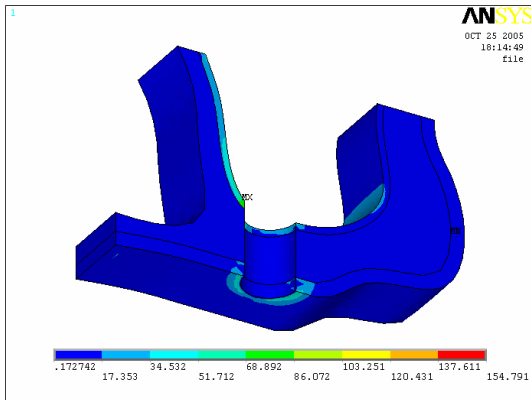


Figure 6) *Von Mises* stress distribution of model 1 under axial load.

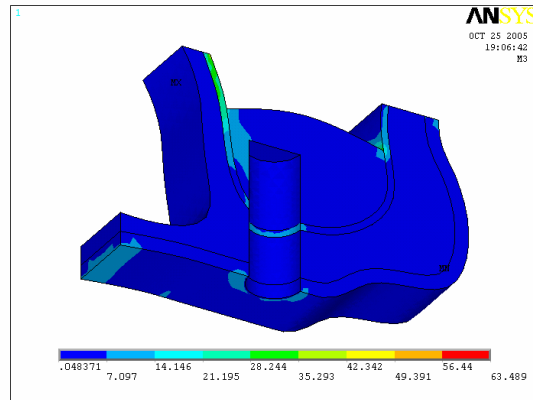


Figure 7) *Von Mises* distribution of model 2a under axial load.

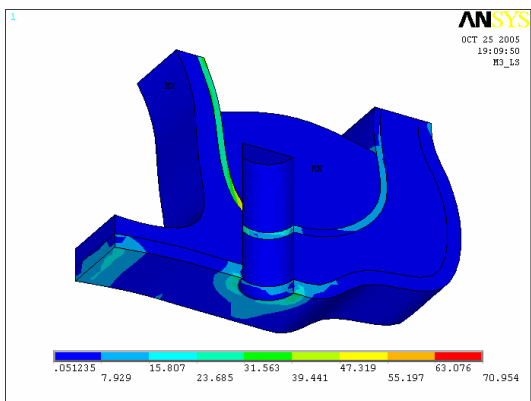


Figure 8) *Von Mises* stress distribution of model 2b under axial load.

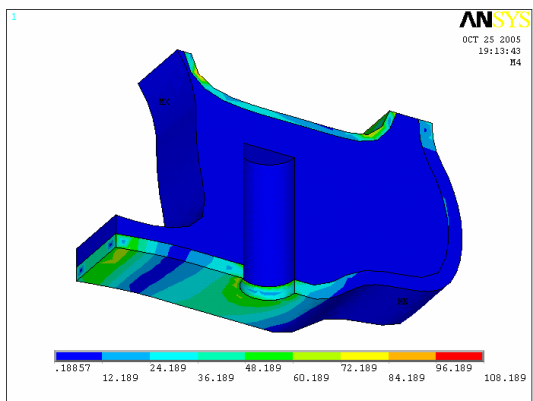


Figure 9) *Von Mises* stress distribution of model 3 under axial load.

Model 4 presented the highest stress concentration on the cortical bone of the alveolar ridge. There was an abrupt reduction in stress on the medullar bone along the implant shaft apically.

Figures 10, 11, 12 and 13 show *von Mises* stress distribution on the models under oblique load. The stress distribution patterns on the bone surrounding the implant was similar to the pattern described for the axial loads, however, comparatively higher.

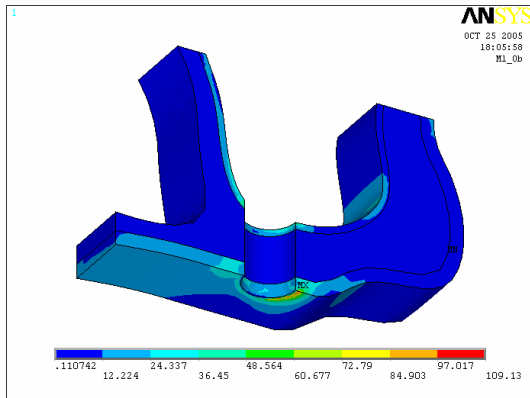


Figure 10) *Von Mises* stress distribution of model 1 under oblique load.

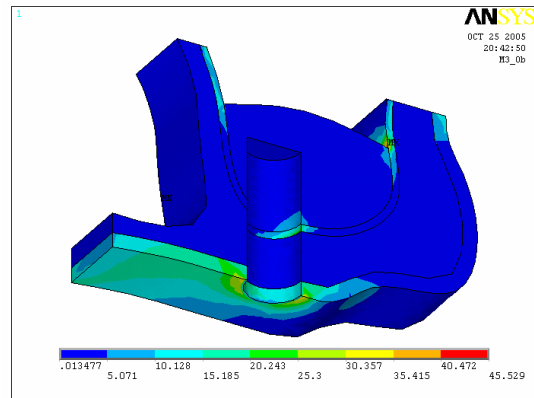


Figure 11) *Von Mises* stress distribution of model 2a under oblique load.

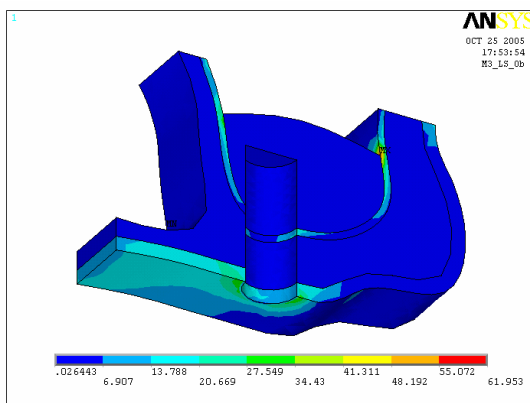


Figura 12) *Von Mises* stress distribution of model 2b under oblique load.

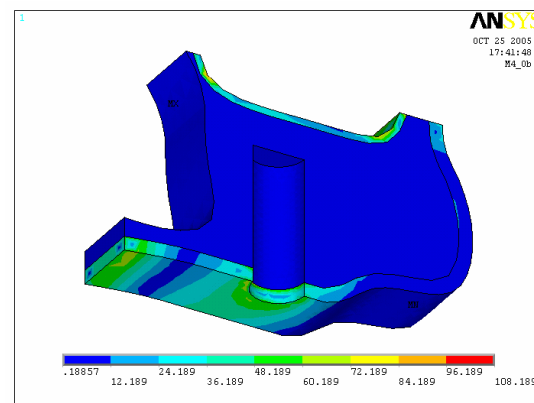
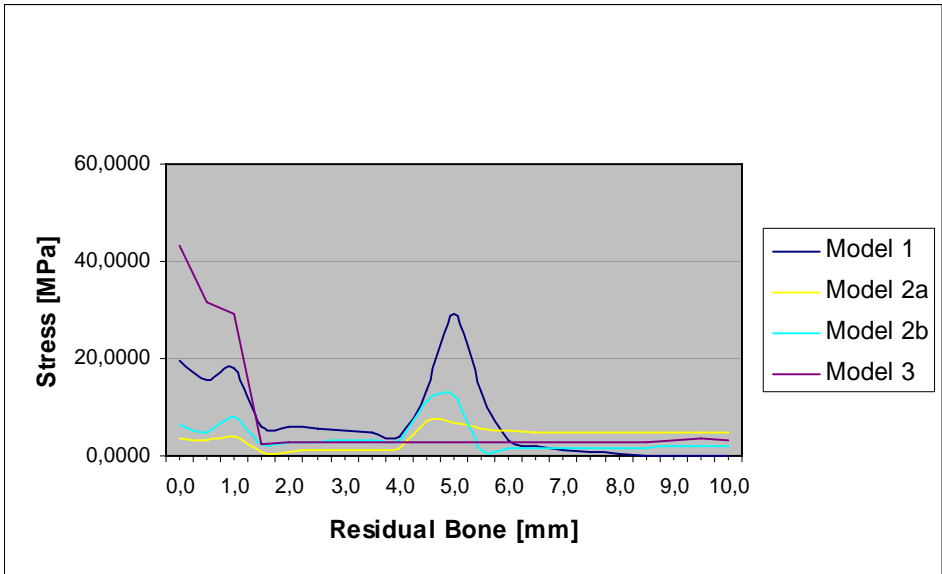


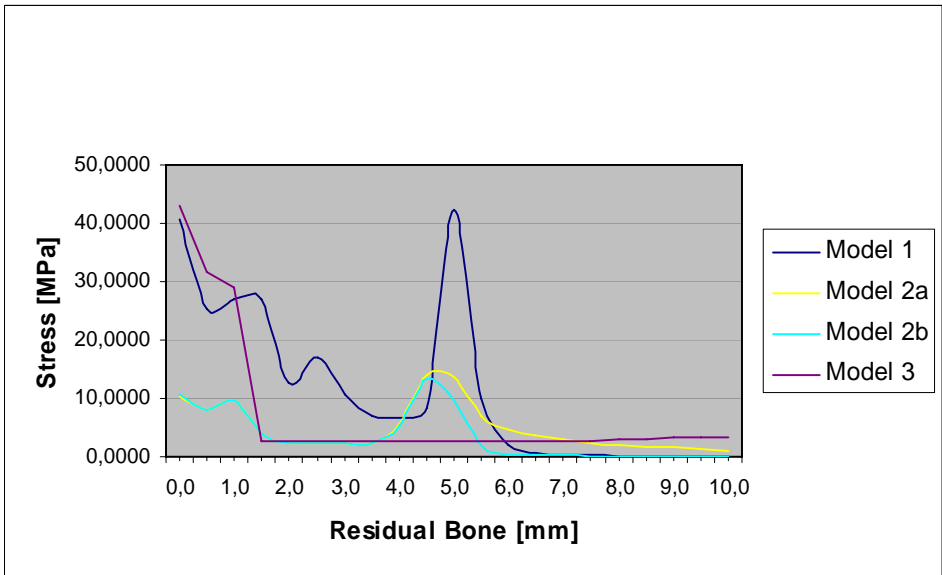
Figure 13) *Von Mises* stress distribution of model 3 under oblique load.

Stress distribution on the residual bone on Models 2a and 2b were similar, differing from the sinus floor, where the stress on the more rigid graft was higher (Model 2a).

When compared to Model 1, there was a great stress reduction on the alveolar ridge and the sinus floor when submitted to axial and to oblique loads. This finding indicates the participation of the bone graft in the limitation of the implant movement (Graph 1 and 2).



Graph 1) Stress distribution under axial load.



Graph 2) Stress distribution under oblique load.

DISCUSSION

FEA gives us insights into the comprehension of the biomechanics in the diversity of restorative material,²⁶ prosthetic design,²⁷ implant geometry,²⁸ in addition to simulating different clinical scenarios, which would be difficult to assess *in vivo*. FEA is precise and practical tool,²⁴ which was used in this study to analyze the bone tissue behavior in the posterior region of the maxilla submitted to axial and oblique loads, simulating mastication load.

Stress distribution around dental implants was investigated in many studies by means of three-dimension^{32,21} and two-dimension^{30,31} FEA. Once the three-dimension FEA permits a more accurate stress distribution pattern on the bone tissue,^{33,34} this study used the technique to simulate the bone tissue of the posterior maxilla with sufficient bone height for implant placement (13 mm), and of the atrophic maxilla (5 mm) to represent different clinical scenarios and potential treatment modalities. The presence of cortical bone in the alveolar ridge (1 mm) and in the sinus floor (0.5 mm) was a clinical correlation for this anatomy, as previously described.²⁵

The use of graphic Models and software are advantageous to other methods for simulation of the complex clinical scenarios. However, the assumptions made for the properties of the materials (cortical bone, medullar bone, higher or lower bone graft density), the geometric designs (macrogeometry of the implant) and contour conditions (magnitude and load inclination, movement restriction) can represent a problem in the interpretation of the numeric solutions.²²

The elastic modulus values for the bone tissue resulting sinus lift procedure can vary with the type of material used as well as maturation process.²⁵ As the determination of the elastic modulus with the FEA has a direct impact on the analysis, an approximate value for the cortical and medullar bone was used to simulate the bone graft of higher (Model 2a) and lower (Model 2b) densities, respectively. As described before,²⁵ this method permits the representation of different bone pattern formation.²⁵

Similar to the clinical practice, the bone graft with higher rigidity can be represented by the autogenous onlay bone grafts, as described preciously.^{12,13} The bone graft with less rigidity, can be presented by the tissue resulting from the sinus augmentation using autogenous particulate bone,^{14,15} allogeneous,⁵ xenogeneous,⁶ and alloplastic⁷ materials, for it presents characteristics similar to medullar bone.³⁶

The bone components of the Models used in the present study presented an isotropic, homogenous, linearly elastic by the method of FEA,^{32,35} however, their properties are different.³⁷ Bone tissue is an anisotropic material, whereas the elastic modulus and the bending resistance vary according to the place analyzed and, that way, stress distribution is not totally known.²⁶ As the aim of this study was to verify stress distribution from an implant to the adjacent bone tissue, and compare the many treatment modalities by means of a qualitative and not quantitative analysis, the isotropic homogenous and linearly elastic Models were used to facilitate the technique. A studies³⁸ verified that a 20-30% increase of the tensions in the Models with anisotropic characteristics for the medular mandibular bone compared to the Models with isotropic characteristics, however, there was no alterations the stress distribution patterns.

The implant threads were not represented in the Model due to the previous understanding of the stress concentration on its extremities,^{23,25} which is a non-relevant factor for this study. In reference to the implant height, it is known that a size higher than 10 mm does not affect the stress level or distribution.³¹ Additionally, the technical difficulty in establishing the degree of osseointegration and the lack of data lead us to consider a 100% contact bone-implant, as in most studies.^{21,28} However, this factor does not seem to affect stress level or distribution in this type of analyses, for both, axial and oblique loads, as shown previously³⁹ in the analysis of different percentages of osseointegration.

This method permits to evaluate vertical, horizontal and combined loads, whereas the last is a more accurate representation of the occlusal loads.³⁰ knowing that the magnitude of the occlusal load varies, the value of 300 N was applied,^{21,40} vertical and at 45° to the implant axis, for comparison with the literature.²⁷ The load was applied directly on the implant platform (head) in order not to have any influence of any prosthetic components and/or the restorative materials during stress distribution, as previously described.²⁴ Additionally, the movement restriction of the Model, represented in Figures 4 and 5 simulate the complex pattern of masticatory loads superficially and their reaction on the craniofacial structure.³⁵

In spite of the high success rate of bone grafts or substitute materials,³ the contribution of the newly formed bone to the occlusal load dissipation is not defined in the literature. Some studies evaluate the contact bone-implant, in the posterior maxilla submitted to sinus lift procedure, by means of microimplants removed from this area.^{6,41} The results from these studies showed a reduced bone-implant

contact area when submitted to bone grafts, especially in immediate implants, when compared to the residual bone.

Despite no clinical evidence of the degree of bone-implant contact and stress distribution, potentially, higher stress magnitudes could concentrate at the interface residual bone-implant, thus the interface bone graft-implant is reduced²⁵ This fact was not proved in this study where the Models that simulated the presence of bone grafts (2a and 2b) did not present greater concentration of stress on the alveolar ridge compared to Model 3, especially by considering 100% contact bone graft-implant.

Due to the simplifications resulting from the limitations of the Model fabrication and assumption (e.g. osseointegration and stress), these results provided a general idea of a tendency of stress to this area in a determined clinical scenario. Thus, the values are not representative of the real oral cavity conditions, rendering the qualitative analyses the best means of interpretation of the data.

The data from the present study are consonant to the literature which shows a higher stress concentration around the head of the implant, on the cortical bone,⁴² and sinus floor.²⁵ The elastic modulus of cortical bone is higher than medullar bone, therefore, the cortical bone is more resistant to deformation, and consequently, to the stress in this area.³² Models 2a and 2b, the stress concentration on the cortical bone of the alveolar ridge was lower. This could possibly be due to the bone graft reducing the implant displacement and stress in the area. Additionally, they presented a more favorable stress distribution in the implant axis, and it is still a promising treatment for the atrophic maxilla.

Both layer of cortical bone showed an important role in stress distribution in this anatomy. Therefore, the ideal situation for implant placement (model 3) the stress distribution was high on the cortical bone of the alveolar ridge and remained constant throughout the implant, due to the absence of interface between materials of different elastic modulus.

The present study showed favorable response of both grafts to possible occlusal loads, when compared to implant placement without sinus lift procedure (Model 1). However, the Models presented similarity amongst themselves. These results can be explained by the quantity of residual bone which, theoretically, permits the primary implant stability. Therefore, the bone graft rigidity showed less influence in the stress distribution point of view. Thereby, before implementing a treatment plan it is important to consider many factors, and amongst them, the residual bone in the posterior maxilla.

CONCLUSION

The aim of the rehabilitation of the posterior maxilla is to recover the masticatory function. Therefore, it is essential to conduct a meticulous surgical and prosthetic treatment plan, in order to have a favorable stress distribution pattern and a favorable treatment prognosis. The bone grafts of high and low densities optimized the stress distribution pattern in areas of sinus pneumatization. Therefore, the anatomy of the sinus floor can be a decisive in the selection of the bone graft type, due to the difficulty in adaptation of an onlay bone graft, e.g. to an area of high irregularity and concavity.

REFERENCES

1. Tatum OH. Maxillary sinus grafting for endosseous implants. Presented at the Annual Meeting of the Implant Study Group, Birmingham, AL, 1977.
2. Boyne PJ, James RA. Grafting of maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. *J Oral Surg* 1980;38:613–618.
3. Fabbro MD, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:565-577.
4. Tong DC, Rioux K, Drangsholt M, Beirne OR. A Review of Survival Rates for Implants Placed in Grafted Maxillary Sinuses Using Meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:175–182.
5. Fugazzotto PA, Vlassis J. Long-term success of sinus augmentation using various surgical approaches and grafting materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:52–58.
6. Jensen, OT, Sennerby L. Histologic analysis of clinically retrieved titanium microimplants placed in conjunction with maxillary sinus floor augmentation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:513-521.
7. Szabó G. et al. Autogenous bone versus β -tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevations (2- and 3-dimensional computed tomographic, histologic, and histomorphometric evaluations): preliminary results. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16:681-692.
8. Lundgren S, Moy PK, Johansson C, Nilsson H. Augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible: a histologic and histomorphometric study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:760–766.
9. Blomqvist JE, Alberius P, Isaksson S, Linde A, Obrant K. Importance of bone graft quality for implant integration after maxillary sinus reconstruction. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;86:268–274.
10. Wheeler SL. Sinus augmentation for dental implants: the use of alloplastic materials. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55:1287–1293.
11. Hanisch O, Lozada JL, Holmes RE, Calhoun CJ, Kan JYK, Spiekermann H. Maxillary sinus augmentation prior to placement of endosseous implants: a histomorphometric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:329–336.
12. Khoury F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:557–564.

13. Johansson B. et al. Implants and sinus-inlay bone grafts in a 1-stage procedure on severely atrophied maxillae: surgical aspects of a 3-year follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:811–818.
14. Cordaro L. Bilateral simultaneous augmentation of the maxillary sinus floor with particulated mandible. Report of a technique and preliminary results. *Clin Oral Impl Res* 2003;14:201–206.
15. Peleg M, Mazor Z, Garg AK. Augmentation grafting of the maxillary sinus and simultaneous implant placement in patients with 3 to 5 mm of residual alveolar bone height. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:549-556.
16. Hirsch JM, Ericsson I. Maxillary sinus augmentation using mandibular bone grafts and simultaneous installation of implants. A surgical technique. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:91–96.
17. Artzi Z, Kozlovsky A, Nemcovzky CE, Weinreb M. The amount of newly formed bone in sinus grafting procedures depends on tissue depth as well as the type and residual amount of the grafted material. *J Clin Periodontol* 2005;32:193–199.
18. Kainulainen VT, Kainulainen TJ, Oikarinen KS, Carmichael RP, San´dor GKB. Performance of six bone collectors designed for dental implant surgery. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:282–287.
19. Peleg M, Garg AK, Mazor Z. Predictability of simultaneous implant placement in the severely atrophic posterior maxilla: A 9-year longitudinal experience study of 2132 implants placed into 731 human sinus grafts. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:94-102.
20. Ellegaard B, Kolsen-Petersen J, Baelum V. Implant therapy involving maxillary sinus lift in periodontally compromised patients. *Clin Oral Impl Res* 1997;8:305-315.
21. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005;93:38-44.
22. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585–598.
23. Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Impl Res* 2006;17:67–74.

24. Tepper G, Haas R, Zechner W, Krach W, Watzek G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. *Clin Oral Implant Res* 2002;13:657-665.
25. Fanuscu MI, Vu HV, Poncelet B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. *J Oral Implantol* 2004;30:59-68.
26. Uysal H, Kurtoglu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. *J Prosthet Dent* 2005;93:235-44.
27. Huang H-L. et al. Effects of splitted prosthesis supported a wide implant or two implants: athree-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res* 2005;16:466-72.
28. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004;92:523-30.
29. Gallas MM, Abeleira MT, Fernandez JR. Burguera M. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic ancorage. *Eur J Orthod* 2005;27:12-16.
30. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, 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* 1998;34: 80-88.
31. Chun HJ et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29:565–574.
32. Sevimay M, Turhan F, Kilicxarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 2005;93:227-234.
33. Darbar UR, Huggett R, Harrison A. Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent* 1994;22:259-64.
34. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000;27:77-81.
35. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Osamu MAO, Kusakari H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357–368.

36. John H, Wenz B. Histomorphometric analysis of natural bone mineral for maxillary sinus augmentation. . *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:199-207.
37. Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI dental implant system: a consensus report. *Clin Oral Implants Res* 2000;11:33-58.
38. O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Impl Res* 2001;12:648-657.
39. Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant bone interfacial stresses. *J Dent* 1997;25:485-91.
40. Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimay M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144-50.
41. Watzek G, Ulm CW, Haas R. Anatomic and physiologic fundamentals of sinus floor augmentation. In: JENSEN, O. T. *The sinus bone graft*. Chicago, Ill: Quintessence, p. 31-47, 1999.
42. Stegaroiu R, Sato T, Kuzakari H, Miyakawa O. Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90.

BIBLIOGRAFIA CONSULTADA

BERGH VAN DEN, J. P. A.; BRUGGENKATE TEN, C. M.; DISCH, F. J. M.; TUINZING, D. B. Anatomical aspects of sinus floor elevations. **Clin Oral Impl Res**, V.11, p.256–265, 2000.

BLOMQVIST, J. E.; ALBERIUS, P.; ISAKSSON, S. Two-Stage Maxillary Sinus Reconstruction with Endosseous Implants: A Prospective Study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n.6, p.758–766, 1998.

BOYNE, P. J.; JAMES, R. A. Grafting of maxillary sinus floor with autogenous marrow and bone. **J Oral Surg**, v.38, p.613–618, 1980.

CAWOOD, J. I.; HOWELL, R. A. A classification of the edentulous jaws. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v.17, n.4, p.232-6.

CHANAFAZ, M. Maxillary sinus: anatomy, physiology, surgery and bone grafting related to implantology – eleven years of surgical experience (1979-1990). **J Oral Implantol**, v.16, n.3, p.199-209, 1990.

FANUSCU, M. I.; VU, H. V.; PONCELET, B. Implant biomechanics in grafted sinus: a finite element analysis. **J Oral Implantol**, v.30, n.2, p.59-68, 2004.

FUGAZZOTTO, P. A. immediate implant placement following a modified trephine/osteotome approach: success rates of 116 implants to 4 years in function, **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.1, p.113-120, 2002.

GENG, J-P; TAN, K. B. C.; LIU, G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. **J Prosthet Dent**, v.85, p.585–598, 2001.

HALLMAN, M.; SENNERBY, L.; LUNDGREN, S. A clinical and histologic evaluation of implant integration in the posterior maxilla after sinus floor augmentation with autogenous bone, bovine hydroxyapatite, or a 20:80 mixture. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.17, n.5, p.635-643, 2002

JENSEN, O. T.; SENNERBY, L. histologic analysis of clinically retrieved titanium microimplants placed in conjunction with maxillary sinus floor augmentation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.13, n.4, p.513-521, 1998.

JOHANSSON, B. et al. Implants and sinus-inlay bone grafts in a 1-stage procedure on severely atrophied maxillae: surgical aspects of a 3-year follow-up study. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.6, p.811–818, 1999.

JOHN, H.; WENZ, B. Histomorphometric analysis of natural bone mineral for maxillary sinus augmentation. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19, n.2, p.199-207, 2004.

KENT, J. N. Simultaneous maxillary sinus floor bone grafting and placement of hydroxylapatite-coated implants. **J Oral Maxillofac Surg**, v.47, p.238-242, 1989.

KHOURY, F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.4, p.557-564, 1999.

KOCA, O. L.; ESKITASCIOGLU, G.; USUMEZ, A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. **J Prosthet Dent**, v.93, p.38-44, 2005.

LEKHOLM U.; ZARB G.A. Patient selection and preparation. In: BRANEMARK P-I, ZARB GA, ALBREKTSSON T. **Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry**. Chicago, IL: Quintessence Publishing Co, Inc; p.199-209, 1985.

PELEG, M.; MAZOR, Z.; GARG, A. K. Augmentation grafting of the maxillary sinus and simultaneous implant placement in patients with 3 to 5 mm of residual alveolar bone height. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.4, p.549-556, 1999.

PHILIPPART, P.; DAUBIE, V.; POCHET, R. Sinus grafting using recombinant human tissue factor, platelet-rich plasma gel, autologous bone, and anorganic bovine bone mineral xenograft: histologic analysis and case reports. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.20, n.2, p.274-282, 2005.

PIATELLI, M. et al. Bone reactions to anorganic bovine bone (bio-oss) used in sinus augmentation procedures: a histologic long-term report of 20 cases in humans. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.6, p.835-840, 1999.

ROSEN, P. S. et al. The bone-added osteotome sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.14, n.6, p.853-858, 1999.

SZABÓ, G. et al. Autogenous bone versus β -tricalcium phosphate graft alone for bilateral sinus elevations (2- and 3-dimensional computed tomographic, histologic, and histomorphometric evaluations): preliminary results. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.16, n.5, p.681-692, 2001.

SCHLEGEL, K. A. et al. Histologic findings in sinus augmentation with autogenous bone chips versus a bovine bone substitute. . **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.18, n.1, p.53-58, 2003.

SOLAR, P. et al. Blood supply to the maxillary sinus relevant to sinus floor elevation procedures. **Clin Oral Impl Res**, v.10, p.34-44, 1999.

SUMMERS, R. B. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. **Compend Cont Educ Dent**, v.2, p.152-160, 1994.

TEPPER, G; HAAS, R.; ZECHNER, W.; KRACH, W.; WATZEK, G. Three-dimensional finite element analysis of implant stability in the atrophic posterior maxilla. **Clin Oral Implant Res**, v.13, n., p.657-665, 2002

ZITZMANN, N.; SCHARER, P. Sinus elevation procedures in the resorbed maxilla. Comparison of the crestal and lateral approaches. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v.85, p.8-17, 1998.

WHEELER, S. L.; HOLMES, R. E.; CALHOUN, C. J. Six-year clinical and histologic study of sinus-lift grafts. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.47, p.26-34, 1996.