**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

JOÃO HENRIQUE FERREIRA LIMA

**ANÁLISE POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS TRIDIMENSIONAIS DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO OSSO ADJACENTE AOS ORÍFÍCIOS E
IMPLANTES EM MANDÍBULAS COM TRÊS NÍVEIS DE REABSORÇÃO E
PRÓTESE MUCOSA-SUPORTADA**

RIBEIRÃO PRETO

2014

JOÃO HENRIQUE FERREIRA LIMA

ANÁLISE POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS TRIDIMENSIONAIS DA
DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO OSSO ADJACENTE AOS ORÍFÍCIOS E
IMPLANTES EM MANDÍBULAS COM TRÊS NÍVEIS DE REABSORÇÃO E
PRÓTESE MUCOSA-SUPORTADA

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, para
obtenção do título de Doutor no
programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação
Oral

Orientador(a): Iara Augusta Orsi

RIBEIRÃO PRETO

2014

**AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO DO TEOR TOTAL OU PARCIAL
DESTE TRABALHO POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU
ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A
FONTE.**

Ferreira Lima, João Henrique

Análise por meio de elementos finitos tridimensionais da transmissão e distribuição de tensões no osso adjacente aos orifícios e implantes em mandíbulas com três níveis de reabsorção e prótese mucosa-suportada. Ribeirão Preto, 2014.

56p. : il. ; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Orientador(a): Orsi, Iara Augusta.

FOLHA DE APROVAÇÃO

João Henrique Ferreira Lima

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor no programa de Reabilitação Oral.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em ____/____/____

Banca Examinadora:

1) Professor.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Professor.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Professor.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Professor.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Professor.(a). Dr.(a).: _____

Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

A meus Pais, Ubaldo e Leda pelo exemplo de dedicação ao trabalho, onde sempre o fizeram como um sacerdócio, o que me fez buscar meus limites e onde a qualificação tem como objetivo final, servir ao próximo.

A minha amada esposa Juliana, pelo cuidado com nossos filhos garantindo a tranquilidade que precisei e pelo constante incentivo nos momentos mais difíceis.

À Vó Cida (in memoriam), madrinha amada que me ensinou o verdadeiro significado de nunca desistir ...

Agradecimentos Especiais

A Deus, por me permitir esta vitória.

A minha Orientadora, Profa. Iara pela compreensão, profissionalismo e ética na condução deste Trabalho.

Aos meus filhos, João Vitor, João Paulo, Davi e Enrico pelo amor incondicional e compreensão.

Ao Vanderlei e a Dna Marlene que sempre fizeram o papel de Pai e Mãe para meus filhos na minha ausência.

Ao Professor Vanderlei Luiz Gomes pelas valiosas orientações profissionais e pessoais.

À Universidade Federal de Uberlândia por plantar a semente da busca do conhecimento em minha vida.

À FORP-USP por me acolher com filho e proporcionar o aprimoramento de minhas habilidades e competências.

À Unitri por me permitir exercer a profissão que tanto amo e com a oportunidade de me qualificar.

AGRADECIMENTOS

Aos meus Irmãos Vinícius e Guilherme por torcerem por minhas conquistas e também pelas preocupações em quererem meu equilíbrio.

Aos meus cunhados e cunhadas, Aline, Cristina, Davi, Joyce, Júlio, Leiza, Rafael e Viviane pelo companheirismo e apoio.

Ao Jerônimo amigo sensato e equilibrado que sempre me auxiliou nas questões acadêmicas em sala de aula ou à distância.

Ao Sr. Pedro Yoshito Noritomi, da Divisão de Tecnologias Tridimensionais do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, pela parceria, seriedade e brilhante contribuição neste trabalho.

Ao Daniel Takanori Kemmoku pelas informações relevantes e pela conduta amigável em todas minhas estadas no CTI.

Ao Murilo Okayama por contribuir com a elaboração dos modelos experimentais e estar sempre procurando desempenhar de forma precisa, suas atribuições.

À Professora Andréa Candido dos Reis, pelos ensinamentos relevantes e pelas palavras de incentivo que levo em meu coração.

“O saber se aprende com livros e mestres
a sabedoria, com os humildes e com a vida”.

Madre Tereza de Calcutá

LIMA, J. H. F. Análise por meio de elementos finitos tridimensionais da transmissão e distribuição de tensões no osso adjacente aos orifícios e implantes em mandíbulas com três níveis de reabsorção e prótese mucosa-suportada. Ribeirão Preto. 2014. 56p. Tese (Doutorado em Rabiltação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

RESUMO

Tensão elevada no osso pode provocar reabsorção óssea. O objetivo deste estudo é avaliar por meio do método dos elementos finitos tridimensionais as áreas de concentração de tensões no osso basal após realização dos orifícios para inserção dos implantes e com implantes osseointegrados, em mandíbulas com três níveis de reabsorção e prótese mucosa-suportada. Foram confeccionados 7 modelos por meio do software de CAD: Rhinoceros 4.0 SR9; 1 (controle)-mandíbula com 15mm de altura e sem orifício; 2- mandíbula com 15mm de altura e 2 orifícios de 3,75mm de diâmetro; 3- mandíbula com 15mm e 2 implantes osseointegrados; 4- mandíbula com 20mm e 2 orifícios; 5- mandíbula com 20mm e 2 implantes osseointegrados 6- mandíbula com 26mm e 2 orifícios e 7- mandíbula com 26mm e 2 implantes osseointegrados. A força aplicada foi de 60N no sentido axial, nos dentes artificiais da prótese removível total reembasada com 2mm de material macio. Após a discretização dos modelos foi realizado o ensaio pelo método dos elementos finitos por meio do Software *NEiNastran for Windows* Version 10.0.3.997. Os resultados evidenciaram aumento da tensão no osso cortical em relação ao medular. Mandíbulas sem perfuração apresentaram picos de tensão mais elevados que as com implantes osseointegrados. Nas mandíbulas com orifícios os picos de tensão se localizaram no sentido vestibulo-lingual enquanto nas com implantes esses picos de tensão foram no sentido méso-distal. Quanto mais reabsorvida a mandíbula maior a tensão transmitida pela base da prótese removível total ao orifício. Conclui-se que as mandíbulas com 15 e 20 mm de altura com orifícios apresentaram maiores picos de tensão que as com implantes osseointegrados, enquanto nas com 26mm de altura não houve diferença entre ambas condições.

Palavras-chave: Implantes dentais- Prótese Total- osso basal- reabsorção óssea mandibular- método dos elementos finitos

LIMA, J. H. F. Three-dimensional finite element analysis to study transmission and stress distribution in the bone adjacent to the perforation and implants in mandibles with three levels of resorption and muco-supported dental prosthesis. Ribeirão Preto. 2014. 56p. Thesis (PhD in Oral Rehabilitation). Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto. University of São Paulo.

ABSTRACT

Increased pressure in the bone can cause resorption. The purpose of this study is to evaluate areas of stress concentration in the basal mandibular bone after perforation for inserting the implants and dental implants in mandibles with three levels of resorption and muco-supported dental prosthesis using the three-dimensional finite element method. 7 models were produced through CAD software: Rhinoceros 4.0 SR9; 1 (control) -15mm jaw height and without perforation; 2- 15mm jaw height and two perforations of 3.75 mm in diameter; 3- 15mm jaw height with 2 osseointegrated dental implants; 4- 20mm jaw height and 2 perforations; 5- 20mm jaw height with two osseointegrated dental implants; 6- 26mm jaw height and two perforation; and 7- 26mm jaw height with two osseointegrated dental implants. The force of 60N was applied in the axial direction to the artificial teeth denture provisional recover with 2mm soft material for edentulous tissue conditioner. After discretization of the test models it was performed a trial using the finite element method through NEiNastran Software for Windows Version 10.0.3.997. The results showed increased tension in cortical bone in relation to the medular bone. Mandibles without perforation showed stress peaks higher than those with dental implants. In the jaws with drilling the stress peaks were located in the buccal-lingual direction while in those with implant they were in the mesial-distal direction. The more resorbed jaw greater the tension transmitted by the base of full removable denture to the drilling. The study concluded that the jaws 15 and 20 mm height perforated had higher stress peaks than the ones with dental implants while in the 26mm height perforated no difference between the two conditions was observed.

Keywords: Dental Implant - Full Prosthesis - basal bone - mandibles bone resorption - finite element method

SUMÁRIO

RESUMO.....	9
ABSTRACT.....	10
1.INTRODUÇÃO.....	12
2.REVISÃO DA LITERATURA.....	15
2.1.Reabsorção do Rebordo Alveolar	16
2.2.Mucosa e Reembasadores Macios	18
2.3.Modelação e Remodelação Óssea	18
2.4.Tensões Geradas no Osso Alveolar	20
2.5. Método dos Elementos Finitos Tridimen	21
3.PROPOSIÇÃO	24
4.MATERIAL E MÉTODOS.....	26
4.1.Reconstrução Virtual dos Modelos	27
4.1.1.Mandíbulas	27
4.1.2.Fibromucosa de Revestimento	28
4.1.3.Material Reembasador	29
4.1.4.Prótese Total	30
4.1.5.Implante.....	31
4.2.Pré-processamento	31
4.2.1.Geração das Malhas	31
4.2.2. Propriedades dos Materiais/Estruturas	33
4.2.3.Carga Aplicada.....	34
4.2.4.Limites.....	34
4.3.Processamento.....	34
4.4.Pós-processamento.....	35
5.RESULTADOS.....	37
5.1-Tensão Máxima Principal.....	38
5.1.1.Mandíbula Íntegra.....	38
5.1.2.Mandíbulas de 15mm, 20mm e 26mm.....	39
5.2- Deformação das Próteses.....	41
6.DISSCUSSÃO.....	43
7.CONCLUSÕES.....	48
8.REFERÊNCIAS.....	51

Reabsorção do rebordo alveolar é um processo multifatorial crônico e cumulativo (KOVACIC et al., 2010) que leva à diminuição da estabilidade das próteses totais afetando a qualidade de vida do indivíduo, pois causa alterações na aparência facial, fala, mastigação e nutrição e consequente problemas emocionais e de relacionamento social (HUUMONEN et al., 2012).

Para que as tensões transmitidas ao osso basal não intensifiquem os níveis fisiológicos de reabsorção, deve haver um padrão oclusal equilibrado tanto estático quanto dinâmico. A prótese mucosa-suportada depende, em grande parte, da altura do rebordo alveolar para apresentar retenção e estabilidade adequadas e, por conseguinte, diminuir as tensões transmitidas ao osso basal. Assim, diferentes níveis de reabsorção podem levar a comportamentos também diferentes em relação à magnitude das tensões transmitidas ao osso basal. (YA-LIN et al., 2010).

A instalação de implantes osseointegráveis permite a transformação de próteses mucosa-suportadas em implanto-mucosa-suportadas, ampliando as opções de planejamento, independente do nível de reabsorção do osso mandibular (HUUMONEN et al., 2012), e melhorando a qualidade de vida do paciente.

Logo após a instalação dos implantes, as forças oclusais devem ser minimizadas, para evitar que afetem o osso adjacente e consequentemente a osseointegração. Assim, pacientes usuários de próteses totais removíveis transicionais, aguardando o período de cicatrização e remodelação do osso basal, devem ter as próteses reembasadas com forradores macios para reduzir as cargas sobre os implantes e também na interface osso-implante.

A transmissão de carga do implante para o osso condiciona o sucesso ou a falha de um implante dental (LIMBERT et al., 2010), contudo um outro fator deve

ser levado em consideração, a tensão gerada no osso durante o preparo dos orifícios para inserção dos implantes, que podem causar micro-danos.

Desta forma, o objetivo deste estudo é analisar a transmissão de tensões no osso basal, com três níveis de reabsorção, após a perfuração para instalação de implantes odontológicos e a osseointegração, em portadores de próteses totais removíveis mandibulares.

2.1- Rabsorção do Rebordo Alveolar

Portadores de próteses totais removíveis convencionais apresentam deficiência mastigatória em relação aos de próteses parciais removíveis, fixas e sobre implantes (VOLPATO, et al., 2013). Para as próteses mucosa e dento-mucosa suportadas a ausência dos dentes e ligamento periodontal fazem com que o osso alveolar passe por um processo fisiológico de reabsorção constante, causando desadaptações contínuas em relação à área de assentamento. A força mastigatória transmitida ao osso alveolar por meio da base da prótese removível também estimula a reabsorção óssea (ZARB; BOLENDER, 2006).

A reabsorção do rebordo alveolar é um processo contínuo de remodelamento ósseo. Fatores sistêmicos e locais podem estar associados à reabsorção. Dentre os sistêmicos destaca-se deficiência de cálcio e vitamina D, desequilíbrio hormonal, doenças ósseas metabólicas e/ou hormonais, ingestão de medicamentos, idade e gênero. Os locais envolvem a qualidade, tamanho e forma do rebordo residual após a extração dos dentes, carregamento do rebordo alveolar após a perda dos dentes, qualidade e estabilidade da prótese total, duração do edentulismo, relações maxilares vertical e horizontal incorretas e força mastigatória reduzida (KOVACIC et al., 2010).

A redução contínua no volume de osso alveolar é maior na mandíbula do que na maxila (COOPER, 2009), sendo que após 7 anos de uso da prótese total esse aumento é de quatro para um. Diferentes quantidades de ossos trabecular e cortical na maxila e mandíbula, podem ser determinantes na sensibilidade dessas estruturas aos fatores sistêmicos e locais que envolvidos na reabsorção do rebordo. O osso

trabecular maxilar pode absorver as forças oclusais de forma mais eficaz que o osso cortical mandíbular (KOVALIC ET AL., 2010).

A retenção e estabilidade das próteses totais removíveis convencionais dependem dentre vários fatores da altura, forma e tamanho do rebordo alveolar consistência da fibromucosa de revestimento e película de saliva. Como o rebordo alveolar inferior apresenta menor área de superfície, quando comparado ao superior, as próteses totais removíveis inferiores, geralmente, apresentam menor retenção e estabilidade (VOLPATO et al., 2013). A continuidade do processo de reabsorção osso alveolar mandibular pode também estar associada à maior dificuldade na confecção da prótese mandibular e consequente uso e satisfação. (COOPER, 2009).

A colocação de implante pode prevenir a reabsorção contínua do osso estando associado com o aumento da altura óssea distal mandíbular em direção ao local do implante (COOPER, 2009).

Mesmo com o desenvolvimento de novas tecnologias para tratamento da superfície dos implantes osseointegráveis e técnicas que permitem o carregamento oclusal imediatamente após a fase cirúrgica, tratamentos clínicos em 2 estágios ainda são comuns, onde o paciente permanece utilizando as próteses totais removíveis até o momento da realização da prótese definitiva sobre os implantes.

As mandíbulas, com diferentes graus de reabsorção, podem ser reabilitadas com próteses implanto-mucosa-suportadas, isto é *overdentures* com dois ou quatro implantes e implantossuportadas, que são próteses fixas do tipo protocolo planejadas com no mínimo 4 e no máximo 6 implantes (SHAFIE, 2009).

Após a instalação dos implantes ocorre remodelação óssea que exige o procedimento de reembasamento destas próteses para obtenção de maior estabilidade, retenção e conforto ao paciente (VOLPATO, et al., 2013).

2.2 Mucosa e Reembasadores Macios

Em pacientes portadores de próteses totais removíveis , durante o período de cicatrização, há a transmissão de tensões em função e parafunção, podendo desencadear micromovimentação dos implantes (SANTOS et al.,2013), sendo necessário o emprego de reembasadores macios, pois, segundo Shim et al. (2000) esses reembasadores dissipam as tensões resultantes de forma mais ampla, principalmente com cargas verticais e de acordo com Bacchi et al. (2012) as próteses reembasadas com forrador macio apresentam menores valores de tensão na mucosa. Contudo, depende também da espessura do reembasador, segundo o estudo de Lima et al. (2011) a espessura ideal de reembasador macio, em prótese total convencional, para permitir menor tensão na fibromucosa de revestimento e osso alveolar deve ser de 2mm.

Apesar do uso dos forradores, forças de diferentes magnitudes e direções são transmitidas ao osso alveolar, principalmente na região peri-implantar, ocasionando, juntamente com os fatores sistêmicos e biológicos, os processos de modelação e remodelação.

2.3 Modelação e Remodelação óssea

Duas atividades biológicas relacionadas ao osso podem afetar sua

arquitetura, a modelação e remodelação. Na modelação ocorre reabsorção e aposição, podendo alterar a superfície óssea para dar forma e tamanho, ou apenas modelando-a; enquanto a remodelação, ocorre por Unidade Multicelular Básica (UMB) após a maturação ou neoformação. A unidade multicelular básica, composta de osteoclastos e osteoblastos, está relacionada apenas à renovação ou conservação do osso e não ao crescimento. Este processo pode levar à remodelação dos ossos medular e cortical, fortalecendo-os (FROST, 1994).

Em implantes dentais há um padrão de desenvolvimento dos tecidos mineralizados durante osseointegração, isto é, a modelação e remodelação ósseas. Após o período de cicatrização, um equilíbrio de remodelação é alcançado e as falhas são reduzidas. A remodelação óssea estabiliza após 30 meses, significando um longo período, desde a instalação do implante até após a instalação da prótese, para atingir o equilíbrio da remodelação óssea (Lin et al., 2009).

Segundo a Lei de Wolff em 1892, quaisquer alterações na forma e função do osso são acompanhadas por alterações definitivas em sua arquitetura interna e conformação externa, de acordo com as leis matemáticas (FROST, 1994). Esta lei foi a primeira a sugerir uma relação entre estruturas ósseas e aplicação de cargas. O osso ativo possui vários sensores que podem mensurar a carga interna e a atividade celular que permitem ao osso crescer ou reabsorver, porém Wolff não descreveu como esse fenômeno acontece (LI et al., 2007).

A velocidade de reabsorção é maior quando o osso não está sob estímulo fisiológico biomecânico. Para uma condição de carga fisiológica a relação entre reabsorção e aposição tende a ser equilibrada, com preservação do osso. Com sobrecarga leve, observada no crescimento dos mamíferos, não ocorre reabsorção.

O osso pode remodelar ou até mesmo crescer. Já uma sobrecarga severa pode promover maior reabsorção ou remodelações indesejáveis (FROST, 1992).

2.4 Tensões geradas no Osso alveolar

A osseointegração compreende um período de cicatrização de 3 a 6 meses. O osso formado ao redor do implante passa por três fases, inicia com o crescimento de tecido ósseo ao redor do implante, no local da instalação, por 4 a 6 semanas; a seguir o osso medular substitui o tecido ósseo e posteriormente ocorre a remodelação óssea, iniciando por volta do terceiro mês e permanecendo por toda vida.

A manutenção do osso ao redor do implante é influenciada pelas cargas transferidas do implante ao osso, durante ao processo de remodelação (FAEGH et al., 2010). A distribuição de tensão no osso cortical produz picos de tensão maiores que no osso medular (KURNIAWAN et al., 2012). Isso se deve ao fato de o Módulo de Young do osso cortical ser maior que o do osso medular e o osso cortical ser mais forte e resistente à deformação (BACCHI et al., 2012).

Quando um implante é carregado por forças oclusais, a tensão será transferida para o osso, com o pico na região coronária do suporte ósseo. Isso é devido a um princípio de engenharia, quando dois materiais estão em contato e um é carregado, a tensão será mais forte no material que recebeu o primeiro contato (ISIDOR, 2006).

A distribuição interna de tensão na mandíbula é afetada não apenas pelas forças sobre o elemento dental, mas também por aquelas aplicadas pelos músculos do sistema mastigatório durante os vários ciclos de abertura e fechamento, como

as forças de longo alcance devido a flexão da mandíbula (CHUO et al., 2008). Hobkirk e Schwab (1991) demonstraram em seu estudo que em mandíbulas com implantes osseointegrados, o movimento mandibular mesmo sem o contato dentário, saindo da posição de repouso pela ação dos músculos mastigatórios, resulta em um deslocamento ao redor do implante de mais de 420 Mm e transmissão de força de mais de 16N.

As cargas oclusais podem induzir forças de compressão e cisalhamento, tensão, flexão no osso peri-implante (KURNIAWAN et al., 2012). O estudo de Faegh e Muftu (2010) evidenciou que a tensão normal na interface osso-implante é primeiramente compressão na superfície vestibular da região cervical, mas passa a ser tração na superfície lingual.

2.5 Método dos Elementos Finitos Tridimensionais

O Método de Elementos Finitos tem sido amplamente empregado nos estudos sobre transmissão de tensões na região peri-implantar, nos implantes e componentes de próteses implanto-suportadas (GULTEKIN et al., 2012).

O método dos elementos finitos permite a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, propiciando informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas no elemento dental, implantes, componentes protéticos, próteses e tecidos analisados (REN et al. 2003).

Santos et al. (2011), utilizou o Método de Elementos Finitos para analisar a distribuição de tensões no osso peri-implantar com próteses removíveis totais convencionais utilizando-se reembasadores macios e diferentes alturas de pilares de cicatrização. Em todos os modelos a concentração de tensões no osso cortical,

ocorreu na parte cervical do implante. As tensões foram mais elevadas nos implantes não submersos do que nos submersos. A altura do pilar de cicatrização tem influência direta na distribuição de tensões no osso peri-implantar durante o período de cicatrização. Bacchi et al. (2012), analisaram pelo método de elementos finitos a transmissão de tensões no osso peri-implantar de mandíbulas severamente reabsorvidas, com dois implantes na região anterior, sob próteses totais removíveis convencional e reembasada com forrador macio, durante o período de osseointegração. A resiliência da mucosa também variou em macia, média e rígida. Verificaram que houve aumento da concentração de tensão na região peri-implantar com próteses totais removíveis sem reebasamento e fibromucosa rígida; concluindo assim que as propriedades da mucosa influenciam na distribuição de tensões.

Mariano et al. (2012) avaliaram, por meio de Elementos Finitos tridimensionais, o efeito da reabsorção óssea na distribuição de tensões em próteses tipo *overdenture*, com perda óssea ao redor dos implantes e reabsorção do rebordo posterior. Os resultados evidenciaram que a perda óssea peri-implantar aumentou a concentração de tensões nos implantes, pilares e osso marginal, independentemente da reabsorção óssea na crista distal.

O estudo de Kurniawan et al. (2012) analisou a biomecânica da interface osso-implante pelo Método dos Elementos Finitos. Verificaram modelos experimentais simulando diferentes níveis de osseointegração no osso peri-implantar tipos II, III e IV. Os resultados mostraram que quanto menos denso for o osso, mais carga consegue suportar. Elevados níveis de osseointegração induzem maior compressão e consequentemente menor tensão. Tanto o tipo de osso quanto as condições de osseointegração afetaram significativamente a relação tensão-

compressão.

Método tridimensional por elementos finitos tem sido amplamente utilizado para avaliação qualitativa e quantitativa de tensões nos implantes e osso circundante. Esta análise foi empregada neste estudo para verificar a tensão provocada no osso pelos orifícios para colocação dos implantes e estes osseointegrados.

O objetivo desse estudo é avaliar por meio do método dos elementos finitos tridimensionais as áreas de concentração de tensões no osso basal após realização dos orifícios para inserção dos implantes e com implantes osseointegrados em mandíbulas com três níveis de reabsorção (alturas de 15, 20 e 26mm) e prótese mucosa-suportada.

4-1 Reconstrução virtual dos modelos

4.1.1 Mandíbula

A partir de tomografias computadorizadas do banco de dados do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI, Campinas, SP, Brasil) as mandíbulas foram manipuladas e os cortes foram gravados no formato “Digital Imaging and Communications in Medicine Standart” (Dicom). Como a maioria dos *softwares* tipo *Computer Aided Design* (CAD), para edição de modelos, como o *Rhinoceros*, não aceitam a importação com número de faces dessa grandeza, e mesmo quando aceitam, o modelo fica computacionalmente inadequado, é necessário que os dados sejam importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital, o *Invesalio* (Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer - CTI, Campinas, SP, Brasil), que transforma o modelo não paramétrico, proveniente da tomografia, em um modelo paramétrico, onde há uma descaracterização dos dados reais para melhor qualidade do modelo gerado.

A partir desta mandíbula, apenas com osso cortical, exportada do *software* Bio-CAD para Rhinoceros 4.0 SR9 (McNeel North America, Seattle, WA, USA), foram gerados os modelos geométricos de mandíbula desdentada com três níveis de reabsorção, sendo com 26 mm, 20mm e 15mm de altura de rebordo (Fig.1).

Figura 1: Modelos mandibulares com diferentes alturas de rebordo (A-26mm,B-20mm e C-15mm)

Foi realizado o orifício, na região correspondente à posição do canino e a partir das hemi-mandíbulas foi realizado o espelhamento para obtenção das mandíbulas completas simétricas (Fig. 2).

Figura 2: Mandíbula completa

Foi selecionado o osso Tipo II porque é mais comumente encontrado na mandíbula (KURNIAWAN, 2012). Os modelos foram confeccionados com 2mm de osso cortical. Esta espessura foi selecionada de acordo com Lekholm e Zarb (1985), que salientam que em osso Tipo II a espessura do osso cortical é em torno de 2 mm.

4.1.2 Fibromucosa de revestimento

A espessura da mucosa foi projetada para não interferir com a distribuição de tensão no osso, sendo selecionada a espessura de 1mm (Fig. 3) de acordo com estudo de Lima et al.(2013).

Figura 3: Fibromucosa de revestimento (1 mm)

4.1.3 Material reembasador

A espessura material do reembasador macio foi definida em 2mm (Fig. 4) de acordo com estudo de Lima et al.(2013), o qual evidenciou que os menores valores de tensão por compressão sobre mucosa de 1 mm eram proporcionados por 2 mm de espessura de reembasador macio.

Figura 4: Reembasador

4.1.4 Prótese Total

A prótese total removível total foi modelada, por meio do software de CAD - Rhinoceros 4.0 SR9 (Robert McNeel & Associates), a partir das dimensões de uma prótese total. Foram mensuradas, com o auxílio de um paquímetro digital (Série 500; Mitutoyo; Santo Amaro, SP, Brasil) a região dos dentes artificiais, da base da prótese (area de contato com a crista do rebordo alveolar, bordas vestibular e lingual), sendo a base modelada com 3 mm de espessura na região cervical, com espessura variável na região de posicionamento dos dentes devido aos três níveis de reabsorção do rebordo alveolar (Fig 5A). Os dentes artificiais foram simplificados em uma plataforma plana e horizontal com dimensões compatíveis com as dos dentes artificiais (Fig 5B) para facilitar o modelamento e execução do ensaio.

Figura 5: A- Base da prótese total; B- base da prótese com superfície (cinza) simulando os dentes artificiais.

4.1.5 Implante

Foi empregado implante um hexágono externo simplificado com 10 mm de comprimento, 3,75 mm de diâmetro e plataforma de 4,1mm (Conexão Sistemas de Prótese, Arujá, SP, Brasil).

O implante foi posicionado ao nível ósseo, e na sua superfície foi colocado um parafuso de cobertura. Como não havia interesse em analisar a distribuição de tensões neste componente mecânico, foi simplificado e incorporado ao implante, sendo considerado uma única estrutura (Fig. 6).

Figura 6: Implante

4.2 Pré-processamento

4.2.1- Geração das malhas

Nesta fase são estabelecidas as propriedades dos materiais/ estruturas envolvidas, a malha, tipo de carga e limites dos modelos. O modelo tridimensional gerado pelo Software Bio-CAD Rhinoceros 4.0 SR9 (McNeel North America, Seattle, WA, USA) foi exportado no formato ACIS para posteriormente ser

importado para o *Software NEiNastran for Windows Version 10.0.3.997* Editor Version 10.0.3.15 (Noran Engineering, Inc, USA)O sólido importado é transformado em uma malha de elementos tetraédricos, e cada geometria gerada é manipulada para que o tamanho da malha seja compatível com sua área de superfície e também com a necessidade de avaliação do comportamento destes elementos quando submetidos à aplicação de cargas . Esses polígonos são, exclusivamente, triangulares e planos para definir um modelo com precisão adequada, onde muitas vezes são necessários milhares de polígonos. Isso possibilita a transformação dos polígonos em superfícies do tipo *Non Uniform Rational Basis Splines* (NURBS) para geração de modelos sólidos, as quais têm a capacidade de serem curvas e registrarem detalhes geométricos na própria face, permitindo grande redução do número de superfícies desnecessárias, sem comprometer a precisão do modelo.

Foi realizada a discretização do modelo, que é a transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos, para possibilitar a análise. A malha foi gerada e validada pelo processo de refinamento, sendo verificada a convergência dos resultados, com aumento gradual do número de nós e elementos, até que a diferença nos picos de tensão entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. Com estas medidas, o erro geométrico característico de um processo de discretização de malha foi minimizado.

A malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (solid 187), possibilitando a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados (Fig. 7).

Figura 7: Malha gerada do modelo

4.2.2- Propriedades dos materiais/estruturas

Os materiais foram considerados isotrópicos, linearmente elásticos e homogêneos, sendo as propriedades mecânicas (módulos de elasticidade e coeficientes de Poisson) estabelecidas de acordo com literatura (Quadro 1).

Quadro 1- Propriedades dos materiais e estruturas

Material	Módulo de elasticidade (MPa)	Coefficiente de Poisson
Dente acrílico	3770,32 ¹	0,3 ²
Base acrílica termopolimerizável	3770,32 ¹	0,3 ²
Osso cortical	13700 ³	0,3 ³
Osso medular	1370 ³	0,3 ³
Mucosa	3 ⁴	0,45 ⁴
*Material reembasador	3 ⁵	0,33 ⁵
Implante: Ti-6Al-4V	110000	0,33

*resina Soft Confort Macia Denso-⁵ Dencril Comércio e Indústria de Plástico/Vipi¹Bertassoni,

Marshall *et al.*, 2008, ²Nishigawa, Matsunaga *et al.*, 2003, ³Holmes, Diaz-Arnold *et al.*, 1996,

⁴Chun, Park *et al.*, 2005.

4.2.3- Carga aplicada

Foi simulada uma carga, com intensidade de 60N, no sentido axial das superfícies oclusais das estruturas correspondentes aos dentes artificiais da prótese reembasada com material macio. Essa intensidade correspondente à da mastigação normal não forçada (Fig. 8).

Figura 8: Incidência da carga aplicada

4.2.4- Limites

O contato entre os ossos medular e cortical foi considerado colado e também entre osso-implante, uma vez que o implante foi considerado osseointegrado. O contato entre o implante e parafuso de cobertura foi considerado justaposto, sem qualquer fricção. Os contatos entre material reembasador e a prótese foi considerado justaposto e entre base da prótese e dentes artificiais foram considerados colados.

4.3- Processamento

Foram simulados sete modelos diferentes com relação aos níveis de reabsorção, isto é mandíbulas com alturas de 15mm, 20mm e 26mm de altura, e

com orifícios (3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento) e implantes osseointegrados (3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento) para analisar o comportamento do osso basal na absorção de forças mastigatórias de uma prótese total reembasada com material macio sobre a mucosa (Tabela 1).

Tabela 1- Grupos analisados

Modelos	Altura mandíbula(mm)	Condição
Modelo 1(controle)	15	íntegra
Modelo 2	15	orifício
Modelo 3	15	implante osseointegrado
Modelo 4	20	orifício
Modelo 5	20	implante osseointegrado
Modelo 6	26	orifício
Modelo 7	26	implante osseointegrado

A mandíbula de 15mm de altura foi considerada como controle, pois é a estrutura com menor espessura e considerada com prognóstico mais desfavorável.

Todos os modelos foram resolvidos (Windows 7 64 bits, processador Intel I7 920, 12 Gb memória RAM), a plotagem gráfica e numérica dos dados foi registrada.

4.4 Pós-Processamento

Foram avaliadas as tensões e deformações máximas e mínimas principais no osso circundante aos orifícios e aos implantes osseointegrados. A análise comparativa das situações estudadas foi realizada por meio da visualização do

mapa de cores (análise qualitativa) e dos valores fornecidos (análise quantitativa).

As escalas gráficas foram padronizadas.

Os valores das concentrações máximas de tensões no osso basal após realização dos orifícios para inserção dos implantes e com implantes osseointegrados em mandíbulas com três níveis de reabsorção (alturas de 15, 20 e 26mm) e prótese total convencional, mucosa-suportada reembasada com material macio são apresentados na Tabela 2 e nas figuras 9 a 17.

Tabela 2- Valores da tensão máxima principal no osso alveolar nos diferentes modelos experimentais (MPa)

Condição mandíbula	Altura mandíbula (mm)		
	15	20	26
Íntegra	0,688	-	-
Perfurada	1,813	1,438	0,500
Implantes	1,438	0,688	0,688

5.1 Tensão Máxima Principal

5.1.1 Mandíbula íntegra – Modelo 1 (Controle)

A aplicação da carga (60N) sobre a mandíbula íntegra, sem perfuração, apresentou como resultado, a tensão máxima localizada no osso cortical. (Fig. 9)

Figura 9 : Máxima principal na mandíbula íntegra (controle). A- Maior tensão na região de canino
B- Maior tensão no osso cortical C- Vista aproximada da região de canino

A cor verde na região referente ao canino, local de análise, demonstra um aumento de tensão em relação às áreas da região anterior da mandíbula.

5.1.2 Mandíbulas com 15 mm, 20 mm e 26 mm de altura

As figuras 10 a 12 apresentam a localização das tensões máximas principais em mandíbulas com diferentes níveis de reabsorção (alturas de 15, 20 e 26mm), após a realização de orifícios para inserção e osseointegração dos implantes.

Figura 10: Máxima Tensão Principal em mandíbula com 15mm : A- Perfurada ; B- com implante osseointegrado. 1- vista ântero-superior; 2- vista interna; 3- vista superior.

Observa-se diferença significativa nos picos de tensão entre as mandíbulas com perfuração e implantes osseointegrados, sendo maiores na perfurada, no sentido vestibulo-lingual.

Figura 11: Máxima Tensão Principal em mandíbula com 20mm : A- Perfurada ; B- com implante osseointegrado. 1- vista ântero-superior; 2- vista interna; 3- vista superior.

As perfurações provocaram no osso picos de tensão maiores que os implantes osseointegrados, mas em intensidade menor que na mandíbula com 15mm de altura (Fig. 10)

Figura 12: Máxima Tensão Principal em mandíbula com 26mm : A- Perfurada ; B- com implante osseointegrado. 1- vista ântero-superior; 2- vista interna; 3- vista superior.

Não houve picos de tensão acentuados em ambas mandíbulas, com perfuração e implantes osseointegrados.

5.2 Deformação da Prótese

As Figuras 13 e 14 mostram o comportamento das deformações na prótese durante o carregamento com 60N no sentido axial (vertical).

Figura 13: Deformação Total da próteses em mandíbulas de 15 mm: A-integra, B-perfurada e C – com implante.

Não houve diferença na deformação da prótese entre as mandíbulas íntegra, perforada e com implante osseointegrado.

Figura 14: Deformação Total das próteses sobre mandíbulas de diferentes alturas de rebordo. A:15 mm (A1-perfurada, A2-com implante), B:20 mm (B1-perfurada, B2- com implante) , C: 26mm (C1-perfurada; C2-com implante).

A figura 14 mostra que à medida que diminuiu o nível de reabsorção do rebordo alveolar houve também uma redução da deformação das próteses.

Atrofia severa do processo alveolar e osso basal subjacente resultam em problemas de retenção insuficiente da prótese total inferior, intolerância à carga pela mucosa, dor, dificuldades com a fala e alimentação, perda de suporte de tecido mole e aparência facial alterada (Stellingsma et al., 2004)

Pacientes desdentados usuários de prótese total perdem maior quantidade de osso que os não usuários, pois as forças são transmitidas pelas prótese para a área de suporte. Diferentes quantidades de trabecular e osso cortical na maxila e na mandíbula, podem ser determinantes na sensibilidade das estruturas aos diversos fatores sistêmicos e locais. O osso trabecular maxilar absorve as forças oclusais de forma mais eficaz que o osso cortical mandibular, sendo a maior quantidade de reabsorção do rebordo alveolar na parte anterior que na posterior de ambas arcadas (Kovacic et al., 2010). O emprego de implantes osseointegrados, independente do nível de reabsorção do rebordo, aumenta a retenção e estabilidade da prótese total.

A resposta óssea a estímulos induz modelamento ou remodelamento, isto é formação e reconstrução de osso, respectivamente. O modelamento resulta em adição ou subtração de osso enquanto o remodelamento é um processo contínuo que repõe osso e é responsável por alterações na qualidade e não na quantidade. Reabsorção é seguida por deposição e este processo mantém a forma do osso (GREENSTEIN; CAVALLARO; TARNOW, 2013)

O aumento da atividade osteoclástica causa perda óssea enquanto aumento da atividade osteoblástica causa ganho ósseo (FROST, 2004). Cargas mecânicas podem afetar a arquitetura óssea em seres vivos. Quando o osso está sob um estímulo mecânico fisiológico, a velocidade entre reabsorção e crescimento ósseo é mais equilibrada, porém sob cargas intensas, o osso tende a ser reabsorvido. Um

estímulo fisiológico importante para a manutenção da arquitetura óssea é a aplicação de carga durante a função mastigatória, que em uma oclusão orgânica transforma a pressão exercida pelo bolo alimentar, no sentido axial, em tração no osso (WOLFF et al., 1892). Contudo, tensões excessivas são interpretadas como estímulos nocivos e propiciam a atividade de reabsorção osteoclástica adjacente ao implante ou formação de tecido fibroso se a osseointegração não estiver completa (CIBIRKA et al., 1992).

Para a osseointegração ocorrer não é necessário apenas adequada quantidade óssea (altura, largura e forma), mas também densidade, a qual está diretamente relacionada à quantidade de contato osso-implante. A densidade óssea inicial não fornece somente imobilização mecânica durante a cicatrização, mas também permite melhor distribuição e transmissão de cargas na interface osso-implante (SEVIMAY et al., 2005).

A mandíbula íntegra, com altura de 15mm, apresentou na região referente à posição do canino maior pico de tensão que na região anterior, sendo prevalente no osso cortical. Esses maiores valores de concentração de tensões no osso cortical podem indicar maior participação na absorção de cargas funcionais (MARIANO et al.; 2012).

Foi observado redução dos picos de tensão à medida que diminuía os níveis de reabsorção, assim mandíbulas com 15mm de altura, consideradas severamente reabsorvidas, apresentaram os maiores picos de tensão seguidas pelas de 20 mm e 26 mm.

A análise qualitativa evidenciou que as mandíbulas com 15 e 20mm de altura apresentaram picos de tensão nos sentidos vestibulo-lingual quando perfuradas e méso-distal com implantes osseointegrados, sendo nestes últimos de menor

intensidade. Já as mandíbulas com 26mm, perfuradas e com implantes osseointegrados, apresentaram picos de tensão semelhantes, e na mesmas direções das mandíbulas de 15 e 20mm de altura.

Orifícios podem enfraquecer o tecido ósseo contudo, se o diâmetro do orifício for maior que 30% do diâmetro transversal do osso, esse enfraquecimento aumenta em ordem exponencial(CAMARGO et al., 2002).

O estudo de Han et al. (2014) evidenciaram que a concentração de tensões ocorreu na margem óssea do osso cortical, diminuindo gradativamente à medida que a osseointegração prosseguia. Uma tensão de 2 MPa no osso peri-implantar teve efeito positivo sobre a neo formação óssea, contudo quando superior a 4 MPa foi observada perda óssea. Verificaram que a carga imediata aumentou a tensão no osso durante o período pós-operatório imediato, mas a capacidade do osso peri-implantar suportar cargas aumentou à medida que o contato osso-implante também aumentou.

A localização da tensão máxima está relacionada ao ponto de aplicação da carga. Em mandíbulas com implantes osseointegrados as tensões foram distribuídas no sentido de seu longo eixo, ou seja mesio-distal, enquanto nas perfuradas (implante justaposto) no sentido transversal, isto é no vestibulo-lingual.

O osso próximo ao implante é submetido a forças diretas devido à mastigação e de longa distância devido à flexão da mandíbula. As forças mastigatórias agem principalmente no longo eixo do implante com um pequeno componente lateral (CHOU; JAGODNIK, MUFLU, 2008)

Foi observado que o implante submerso, ao nível ósseo, sob a fibromucosa de revestimento e prótese total com reembasador macio recebeu tensão na interface peri-implantar do osso cortical no nível coronário. A estabilidade,

espessura da base da prótese total e flexão da mandíbula durante a função podem estar relacionados a esse comportamento.

As próteses sobre as mandíbulas com diferentes níveis de reabsorção apresentaram comportamento semelhante. Quanto mais reabsorvida a mandíbula, maior a transmissão de tensão no corpo da prótese. A interface osso-implante é continuamente submetida a ciclos de reabsorção e formação, que fornecendo mecanismos para adaptação funcional em resposta às influências mecânicas (WAZEN et al. 2013).

Este estudo empregou carga estática, estudos adicionais devem ser realizados com carga dinâmica para complementação do assunto.

Como não há na literatura trabalhos semelhantes ou relacionados, sugere-se estudos com análises quantitativas do MEF e metodologias complementares para se elucidar estes achados.

Diante das limitações deste estudo *in vitro* conclui-se que:

- 1- A carga (60N) aplicada aos dentes artificiais da prótese removível total reembasada com material macio, gerou tensão no osso basal da mandíbula.
- 2- A tensão gerada pela base da prótese teve seu maior valor, na escala de cores, na região de suporte principal e localizado no osso cortical.
- 3- Dentre os três níveis de reabsorção, o mais reabsorvido, Modelos 2 e 3, apresentaram os maiores picos de tensão.
- 4- O Modelo experimental que apresentou maior pico de tensão foi o Modelo 2 (mandíbula de 15mm com orifício).
- 5- O local da maior tensão do gerada no Modelo 2 foi na região do pescoço do implante, ou seja na transição entre o corpo e a plataforma protética.
- 6- Para os Modelos com mandíbulas mais reabsorvidas(Modelos 2, 3, 4 e 5) , as mandíbulas com orifícios (Modelos 2 e 4) apresentaram picos de tensão maiores que as com implantes osseointegrados (Modelos 3 e 5), sendo que nas mandíbulas com 26mm (Modelos 6 e 7), esta diferença não foi observada.
- 7- Nos Modelos 2, 4 e 6 (mandíbulas com orifício) as tensões geradas foram localizadas nas regiões vestibular e lingual do osso cortical.
- 8- Nos modelos 3, 5 e 7 (mandíbulas com implante osseointegrados) as tensões geradas foram localizadas nas regiões mesial e distal do osso cortical.

- 9- As maiores tensões geradas nas próteses removíveis totais foram localizadas na região da borda vestibular (extremidade vestibular da base da prótese).
- 10- As próteses sobre rebordos mais reabsorvidos obtiveram os maiores valores de tensão (Modelos 2 e 3), seguidas das menos reabsorvidas de 20mm (Modelos 4 e 5) e 26 mm (Modelos 6 e 7).

AZEVEDO, A. F. M. Método dos elementos finitos. **Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. 1ª edição**. Portugal: Abril, 2003.

BACCHI, A.; CONSANI, R. L. X.; MESQUITA, M. F.; SANTOS, M. B. F. Influence of diferente mucosal resiliency and denture relin on stress distribution in peri-implant bone tissue during osseointegration. A three-dimensional finite element analysis. **The Gerodontology**, v. 29, p. 833-837, 2012.

BREHM, T.W., ABADI, B. J. Patient response to variations in complete denture technique. Part IV: Residual ridge resorption-cast evaluation. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, University of Kentucky, v. 44, n.5, p. 491-494, 1980.

CEHRELI, M. C., AKCA, K. Mechanobiology of bone and mechanocoupling of endosseous titanium oral implants. **J Long Term Eff Med Implants**. 2005;15(2):139-52.

CHENG, Y. Y., CHEUNG, W. L., CHOW, T. W. Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method. **The Journal of Prosthetic Dentistry**. University of Hong Kong, v. 103, n.5, p. 309-318, 2010.

CHOU, H-Y, JAGODNIK, J. J., MUFTU, S. Predictions of bone remodeling around dental implants systems. **Journal of Biomechanics**. Northeastern University, Boston, USA. v. 41, p.1365-1373, 2008.

CIBIRKA, R. M., RAZZOOG, M. E., LANG, B. R. STOHLER, C. S. Determining the force absorption quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces. **J prosthet Dent**, v67, n.3, p.361-4, march, 1992.

COOPER, L. F. The current and future treatment of edentulism. **Journal of Prosthodontics**. University of north carolina School of Dentistry. v.18, p. 116-122, 2009.

COOK, R. D.; MALKUS, D.; PLESHA, M. E. Introduction. In: Concepts and applications of finite element analysis. **John Wiley & Sons**, 3 ed., cap.1, p.1-30. 1989.

ESER, A., TONUKE, E., AKCA, K., DARD, M.M., CEHRELI, M.C. Predicting bone remodeling around tissue- and bone-level dental implants used in reduced bone width. **J Biomech**. 2013 Sep 3;46(13):2250-7.

FAEGH, S., MUFTU, S. Load transfer along the bone-dental implant interface. **Journal of Biomechanics**. Northeastern, Boston, USA. v.43. p.1761-1770, 2010.

FROST, H. M. Perspectives: bone's mechanical usage windows. Bone and Mineral, **Elsevier Science Publishers**. USA. v.19, p. 257-271, 1992.

FROST, H. M. Wolffs's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. **The Angle Orthodontist**. v.64, n.3, p. 75-188, 1994.

FROST, H. M. Perspective: On the Trabecular "Thickness"-Number Problem. **Journal of Bone and Mineral Research**. v. 14, n.11, p. 1816-1821, 1999.

FROST, H. M. Bone's Mechanostat: a 2003 Update. **The Anatomical Record**, Part A v.275A, p. 1081-1101, 2003.

FROST, H. M. A 2003 Update of Bone Physiology and Wolff's Law for Clinicians. **The Angle Orthodontist**, v. 74, n. 1, 2004.

GALLUCCI, G.O., BENIC, G.I., ECKERT, S.E., PAPASPYRIDAKOS, P., Schimmel M, Schrott A, Weber HP. Consensus statements and clinical recommendations for implant loading protocols. **Int J Oral Maxillofac Implants**. 2014;29 Suppl:287-90.

GUAN, H., STADEN, R. V., LOO, Y-C., JOHNSON, N., IVANOVSKI, S., MEREDITH, N. Influence of Bone and Dental Implant Parameters on Stress Distributin in the Mandible: A Finite Element Study. **Quintessence**. v.24, n.5, p.866-876, 2009.

GULTEKIN, B. A., GULTEKIN, P., YALCIN, S. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. **INTECH, Creative Commons Attribution License**. Chapter 2, dx.doi.org/10.57772/48339. p. 21-53, 2012.

HUUMONEN, S., HAIKOLA, B., OIKARINEN, K., SODERHOLM. A-L., REMES-LYLY, T. Residual ridge resorption, lower denture stability and subjective complaints among edentulous individuals. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.39, p. 384-390, 2012.

KOKA, S., ZARB, G. On Osseointegration: The Healing Adaptation Principle in the Context of Osseosufficiency, Osseoseparation, and Dental Implant Failure. **The Journal of Prosthodontics**. v.25, p.48-52, 2012.

KURNIAWAN, D., NOR, F. M., LEE, H. Y., LIM, J. Y. Finite element analysis of bone-implant biomechanics: refinement through featurinf various osseointegration conditions. **International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery**. v.41, p.1090-1096, 2012.

KOVACIC, I., CELEBIC, A., ZLATARIC, D. K., PERICEVIC, N., BUKOVIC, D., BITANGA, P., MIKELIC, B., TADIN, A., MEHULIC, K., OGNJENOVIC, M. Decriasing of Residual Alveolar Ridge Height in Complete Denture Wearers. A Five Year Follow up Study. **Coll. Antropol.** v.34, n.3, p. 1051-1056, 2010.

ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin. Oral imp. Res.** v.17, n.2, p.8-18, 2006.

LEKHOM, U., ZARB, G. A. Patient selection and preparation. In: Brånemark, PI, Zarb, GA, Albrektsson, T. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: **Quintessence**. 1985. p.99-209.

LIMA, J. B. G.; ORSI, I. A.; LIMA, J. H. F.; NORITOMI, P. Y. Analysis of stress on mucosa and basal bone underlying complete dentures with different reliner material thicknesses: a three-dimensional finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.40, p.767-773. 2013.

LIMBERT, G., van LIERDE, C., MURARU, O.L., WALBOOMERS, X.F., FRANK M., HANSSON S., MIDDLETON J., JAECQUES S. Trabecular boné strains around a dental implant and associated micromotions - A micro-CT-based three-dimensional finite element study. **J Biomech**. v.43, p.1251-1261, 2010.

LI, J., LI, H., SHI, L., FOK, A. S. L., UCER, C., DEVLIN, H., HORNER, K. SILIKAS, N. A mathematical model for simulating the bone remodeling process under mechanical stimulus. **Dental Materials**. v.23, p.1073-1078, 2007.

LIN, D., LI, Q., LI, W., DUCKMANTON, N., SWAIN, M. Mandibular bone remodeling induced by dental implant. **Journal of Biomechanics**. v.43, p.287-293, 2010.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE-JR, J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **R Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**. v.11, n.2, p.35-43. mar/abr. 2006.

MARIANO, L. O. H., SARTORI, E. A., BROILO, J. R., SHINKAI, R. S., MARCKZAK, R. J. Stresses in implant-supported overdentures with bone resorption: A 3-D finite element analysis. **Rev. Odonto Cienc**. v.27, n.1, p.41-46, 2012.

REN, Y.; MALTHA, J. C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. **Angle Orthod**, Appleton, v.73, n.1, p. 86-92, Jan. 2003.

SANTOS, M. B. F.; SILVA NETO, J. P.; CONSANI, R. L. X. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. **Journal of Oral Rehabilitation**. v.38, n.9, p.691-696

SANTOS, M. B. F., CONSANI, R. L. X., MESQUITA, M. F. Influence of Different Soft Liners on Stress Distribution in Peri-Implant Bone Tissue During Healing Period. A 3D Finite Element Analysis. **Journal of Oral Implantology**. v. 39, n.5, p. 575-581. 2013.

SAWADA, A., WAKABAYASHI, N., ONA, M., SUZUKI, T. Viscoelasticity of Human Oral Mucosa: Implications for Masticatory Biomechanics. **Journal Dent Res**. v.90, n.5, p.590-595, 2011.

SHAFIE, H. R. **Overdentures sobre Implantes: Manual Clínico e Laboratorial**. Porto Alegre. Editora Artmed, 2009. 264p

SHIM, J-S., WATTS, D. An Examination of the Stress Distribution in a Soft-Lined Acrylic Resin Mandibular Complete Denture by Finite Element Analysis. **The International Journal of Presthodontics**. v.13, n.1, p.19-24, 2000.

STELLINGSMA, C., VISSINK, A., MEIJER, H. J. A., KUIPER, C. IMPLANTOLOGY AND THE SEVERELY RESORBED EDENTULOUS MANDIBLE. **Raghoobar Crit Rev Oral Biol Med**, 15(4):240-248 (2004).

YA-LIN, L., HANG-DI, L., QI-GUO, R., JIAN, D., JUN, X. Stress area of the mandibular alveolar mucosa under complete denture with linear occlusion at lateral excursion. **Chinese Medical Journal**. v.123, n.7, p. 917-921, 2010.

WARRETH, A., POLUZOIS, I., LEE, C.T., CLAFFEY, N.. Generation of microdamage around endosseous implants. **Clin Oral Implants Res.** 2009 Dec;20(12):1300-6.

WATTS, D.C. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. **The International Journal of Prosthodontics**, v.13, n.1, p.19-24, 2000.

VOLPATO, C. A. M., GARBELOTTO, L. G. D., ZANI, I. M., VASCONCELOS, D. K. **Próteses Odontológicas – Uma visão contemporânea: fundamentos e procedimentos.** 1º Edição, São Paulo (Santos): Editora Santos, 2013.

ZARB, G. A., BOLENDER, C. L. **Tratamento Protético para os Pacientes Edêntulos: Próteses Totais Convencionais e Implantossuportadas.** 12ª Edição, São Paulo (Santos) Editora Santos, 2006.