UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO

JULIANA BISINOTTO GOMES LIMA

***ANÁLISE DA TRANSMISSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES APLICADAS EM
PRÓTESES TOTAIS CONVENCIONAIS REEMBASADAS COM DIFERENTES
ESPESSURAS DE FORRADOR MACIO***

Ribeirão Preto

2011

JULIANA BISINOTTO GOMES LIMA

***ANÁLISE DA TRANSMISSÃO E DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES APLICADAS EM
PRÓTESES TOTAIS CONVENCIONAIS REEMBASADAS COM DIFERENTES
ESPESSURAS DE FORRADOR MACIO***

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

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Profa. Dra. Iara Augusta Orsi

Ribeirão Preto

2011

Lima, Juliana Bisinotto Gomes

Análise da Transmissão e Distribuição de Tensões Aplicadas em Próteses Totais Convencionais Reembasadas com Diferentes Espessuras de Forrador Macio. Ribeirão Preto, 2011.

76p.:il.;30cm

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de doutora. Área de Concentração: Reabilitação Oral

Orientadora: Orsi, Iara Augusta

Palavras-chave: Reembasadores resilientes, Prótese total, Método dos elementos finitos

Juliana Bisinotto Gomes Lima

Análise da transmissão e distribuição de tensões aplicadas em próteses totais convencionais reembasadas com diferentes espessuras de forrador macio.

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Doutor.

Área de Concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em: ____ / ____ /2011

Banca Examinadora

Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof.(a). Dr.(a): _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Dedicatória

Aos meus pais Vanderlei e Marlene, com amor e admiração. São exemplo de humildade e dignidade, sempre incentivaram meus estudos, fazendo deste sua herança maior. Pelo carinho e amor que sentem por mim, dedico mais uma vitória em minha vida.

Ao meu esposo João Henrique, gratidão pelo incentivo constante durante o desenvolvimento deste trabalho. Por ser um companheiro em todos os momentos, por ser um esposo dedicado, pelo carinho e respeito. Essa conquista é nossa!

Agradecimentos Especiais

A Deus pela proteção em todas as viagens durante esse curso, por me dar força e saúde para enfrentar o cansaço, e sabedoria para compreender e definir os melhores caminhos.

A Professora Dra. Tara Augusta Orsi por ter acreditado em meu potencial e proporcionar a chance de me tornar doutora. Pela prudente orientação durante todo o curso e pelos ensinamentos transmitidos.

Mais do que uma orientadora, uma amiga, uma mãe.

Aos meus irmãos Davi, Júlio, Rafael e minhas cunhadas Leiza, Joyce, Viviane, e meu amado sobrinho que já se faz presente. Ao Davi por ser o grande motivador deste momento. Ao Júlio pela revisão no trabalho e ao Rafa por ser meu grande amigo. Vocês são exemplo de determinação e coragem. Sou muito feliz e orgulhosa por tê-los como irmãos !

AGRADECIMENTOS

Aos meus avós, tios e primos, familiares que vibram com as nossas vitórias. Aprendo muito com a perseverança de vocês.

Ao João Vitor e ao João Paulo, fonte de inspiração em meus momentos de reflexão sobre o sentido da vida, sobre o amor verdadeiro. Sempre que precisarem podem contar comigo. Sou uma grande amiga de vocês. Tenho um carinho todo especial por vocês.

Ao meu sogro Ubaldo, minha sogra Leda e a avó Cida, exemplos de humildade, determinação, educação e amor ao próximo. Sou grata por me adotarem como filha, cuidando com tanto carinho. Obrigada por tudo o que fazem por mim! Espero poder retribuir um dia tamanha gentileza.

Aos meus cunhados Vinícius e Guilherme, cunhadas Cristina e Aline e sobrinhas Ana Vitória, Gabriela, Luiza e Paola pelo crescimento humano e por permitirem que eu compartilhe com essa linda família.

A todos os meus companheiros de viagem durante o desenvolvimento do curso: Clébio, Letícia, Tânia, Janisse, tio Aredinho, Maria, meus pais, irmãos e meu esposo.

A D. Geralda que ajuda a cuidar da minha casa, nos meus momentos de ausência.
Muito Obrigada pelo carinho.

A Vanessa Xavier por nos ajudar na administração e organização da Clínica Dental Hall.

A Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, por abrir me as portas do conhecimento.

A Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia por permitir a continuação dos meus estudos.

Aos meus colegas de área: Prof. Marcio, Profa. Andrea, Prof. Luiz, Profa. Simone, Prof. João Édson, por me ajudarem nos momentos de ausência. Obrigada por acreditarem no meu potencial, pelos conselhos transmitidos, pelos momentos de motivação.

A Alcione, ao Lindomar e a todos os funcionários técnicos administrativos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia que respeitosa e conduzem a organização da área, nos ajudando a ser mais produtivos. Obrigada por me ajudarem na organização dos pacientes, do consultório e dos projetos.

Aos colegas de Pós-graduação, turmas de mestrado e doutorado da FORP/USP, que me acolheram, e pela oportunidade de trabalhar com vocês.

A secretária da graduação Ana Paula e a secretária da pós graduação Regiane pela amizade e companheirismo.

Aos professores do curso de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, que me proporcionaram grandes ensinamentos, os quais já implementei em minha prática docente.

À minhas amigas irmãs Fernanda Maciel, Juliana Jacob, Karine Spirandelli, Julia Bisinotto, Marcela Bisinotto, Kelly Peracini, Cristiane Figueiredo, Mirna Scalon e Ana Carolina Junqueira. Feliz daquele que possui amizades verdadeiras e pode contar com elas. Sou muito feliz por existirem na minha vida. São verdadeiras irmãs.

Aos meus alunos, motivo maior do meu estudo e necessidade de qualificação.

*“Feliz aquele que transfere o que sabe
e aprende o que ensina”.*

Cora Coralina

LIMA, J. B. G. Análise da Transmissão e Distribuição de Tensões Aplicadas a Prótese Total Convencional Reembasadas com Forradores Macios. Ribeirão Preto, 2011. 200p. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral). Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto. Universidade de São Paulo.

RESUMO

Os materiais resilientes ou macios para reembasamento de base de próteses são utilizados na clínica odontológica com a finalidade de proporcionar maior conforto e eficiência mastigatória aos pacientes que utilizam próteses removíveis totais e que por situações específicas não suportam uma prótese removível total convencional com base rígida. Atualmente é muito utilizado nas próteses removíveis transicionais, para minimizar as pressões sobre implantes que se encontram na fase de osseointegração, além de proporcionar ausência de lesões traumáticas e condicionamento tecidual durante o período pós-cirúrgico; em casos de rebordo alveolar atrofiado; irritação crônica superficial possivelmente devido à pressão do forame mentoniano; rebordo em lâmina de faca; após radiação terapêutica dissipando as forças oclusais, entre outras. Assim, é objetivo deste estudo analisar por meio do método de elementos finitos tridimensional a distribuição de tensões aplicadas na prótese removível total reembasada com forradores macios em diferentes espessuras e consequente transmissão a mucosa e ao rebordo, definindo a espessura ideal de material reembasador. Os corpos-de-prova constituirão-se em modelos projetados de mandíbula desdentada com uma prótese total apoiada sobre o rebordo. São 6 modelos: modelo 1: prótese removível total apoiada diretamente sobre o rebordo sem material reembasador (caso controle); modelo 2: prótese removível total reembasada com 0,5mm de espessura de material reembasador apoiada sobre o rebordo; modelo 3: prótese removível total reembasada com 1mm de espessura de material reembasador apoiada sobre o rebordo; modelo 4: prótese removível total reembasada com 1,5mm de espessura de material reembasador apoiada sobre o rebordo; modelo 5: prótese removível total reembasada com 2,0mm de espessura de material reembasador apoiada sobre o rebordo; modelo 6: prótese removível total reembasada com 2,5mm de espessura de material reembasador apoiada sobre o rebordo. Uma força de 60N foi aplicada ao longo eixo dos dentes das próteses, sendo de mesma intensidade bilateralmente e simultaneamente. Após a execução dos teste e análise dos resultados verifica-se que a adição de apenas 0,5 mm de material reembasador (modelo 2), diminuiu em 10% o pico de tensão, ocorrendo diminuições menores com o aumento gradual da espessura de material reembasador. Dentro das características do presente trabalho, a diminuição dos picos são menores do que 1% entre os modelos 4 e 5, sugerindo que para mandíbulas com boa adaptação da prótese, superfície óssea lisa, sem espículas, nichos dentários ou outros fatores semelhantes, não é significativo uma espessura maior do que 1,5 mm de material reembasador. Um resultado que sai desse padrão se refere ao modelos 5 e 6, onde o aumento de 2 para 2,5 mm de espessura do material reembasador promoveu um aumento nos picos de tensão. Diante das características in vitro deste estudo conclui-se que uma espessura de 2mm de material reembasador é o suficiente para amortecer as forças mastigatórias. No presente estudo, espessura maior que 2mm promoveu tensões à mucosa e ao rebordo.

Palavras-chave: Reembasadores resilientes, Prótese Removível, Método dos elementos finitos

LIMA, J. B. G. Analysis of Transmission and Distribution Voltages Applied to the Conventional Denture relined with a liner Soft. Ribeirão Preto, 2011. 200p. (Doctorate in Oral Rehabilitation). Faculty of Dentistry of Ribeirao Preto. University of São Paulo.

ABSTRACT

The soft or resilient materials for relining denture base are used in clinical dentistry in order to provide greater comfort and chewing efficiency of patients which use removable dentures for total and specific situations as they does not tolerate a removable prosthesis with total conventional rigid base. Currently it is widely used in transitional dentures, to minimize the pressures on implants in process of osseointegration, while providing no traumatic injuries and conditioning tissue during the postoperative period, in cases of atrophic alveolar ridge; superficial chronic irritation possibly due to pressure from the mental foramen, edging knife blade, and after radiation therapy dissipating occlusal forces. The aim of this study is to analyze through the three-dimensional finite element stress distribution applied in full removable denture rebased with soft liners in different thicknesses and consequent transmission to the mucosa and the edge, setting the ideal thickness of relining. The samples used in test form in models designed for edentulous mandible with a denture resting on the edge. There are 6 models: Model 1: Full removable denture supported directly on the alveolar ridge without relining (case control), Model 2: Full removable denture rebased with 0.5 mm thick relining resting on the alveolar ridge; Model 3: total removable prosthesis rebased with 1mm thickness relining resting on the alveolar ridge; Model 4: Full removable denture rebased with 1.5 mm thick relining resting on the alveolar ridge; Model 5: Full removable denture rebased with 2.0 mm thick relining resting on the alveolar ridge; Model 6: Full removable denture rebased with 2.5 mm thick supported on relining the alveolar ridge. A force of 60N was applied to the long axis of the tooth prosthesis, with the same intensity bilaterally and simultaneously. After execution of test and analysis of results shows that the addition of only 0.5 mm relining (model 2), down 10% peak tension, smaller decreases occurred with the gradual increase of the thickness of relining. Among the features of the present study, the decrease of the peaks are less than 1% between sections 4 and 5, suggesting that mandibles with good adaptation to the prosthesis, bone surface smooth, without spines, teeth or niches other similar factors, it is not a significant thickness greater than 1.5 mm relining. A result that comes out of this pattern refers to models 5 and 6, where the increase of 2 to 2.5 mm thick relining promoted an increase in spikes. The features of this in vitro study concluded that a thickness of 2mm relining is enough to absorb chewing forces. In this study, thickness greater than 2mm must transfer tension to the mucosa and alveolar ridge. Keywords: soft liners, removable prosthesis, finite element analysis

SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
LISTA DE ILUSTRAÇÕES	
LISTA DE TABELAS	
LISTA DE GRÁFICOS	
INTRODUÇÃO	14
REVISÃO DA LITERATURA	17
Reembasadores Resilientes	18
Método dos elementos finitos	24
PROPOSIÇÃO	31
MATERIAL e MÉTODO	33
Reconstrução virtual a partir de tomografia computadorizada	34
Edição dos modelos	36
Osso Basal	41
Inserção Muscular	42
Prótese Removível	42
Estrutura Antagonista	43
Simulação	47
RESULTADOS	52
Resultado na mucosa superficial	53
Resultado no osso basal	58
DISCUSSÃO	77
Pressão na mucosa superficial	62
Pressão hidrostática no osso	64

CONCLUSÕES	67
REFERÊNCIAS	69

1 INTRODUÇÃO

Pacientes usuários de prótese totais removíveis, especialmente os idosos, apresentam, com frequência, sensação dolorosa na mucosa bucal. Esses pacientes sentem desconforto com a prótese e muitas vezes não podem usá-las. O contato prolongado entre a mucosa bucal e a superfície interna da prótese total associado com a transmissão de forças oclusais podem desencadear dor e reabsorção óssea a curto e longo prazo. Para superar essas dificuldades e melhorar a integração biológica devem ser empregados revestimentos macios na base interna da prótese, permitindo transmissão equilibrada de forças e pressões durante a mastigação, propiciando alívio da dor e desconforto na mucosa bucal. Esses revestimentos produzem efeito de amortecimento na mucosa bucal (LACOSTE-FERRÉ *et al.*, 2011; MUTLUAY; RUYTER, 2007).

Desde a introdução dos implantes dentários para reabilitação de pacientes edêntulos, no final da década de 60, esses revestimentos passaram a ser amplamente usados, pois absorvem as forças durante oclusão e mastigação evitando assim, sobrecarga nos implantes.

No reembasamento de próteses com material macio é importante controlar a espessura do material, nas regiões receptoras de implantes, de enxertos ou de rebordos atrofiados. Espessuras volumosas podem alterar a dimensão vertical do paciente, os contatos oclusais e enfraquecer a base rígida de resina acrílica, enquanto espessuras delgadas podem desencadear maiores tensões nas estruturas de suporte e conseqüentemente danos às mesmas.

O controle pós-reembasamento da prótese também é imperativo para avaliar a viscoelasticidade do material, pois a alteração dessa propriedade gera tensões adicionais à fibromucosa e osso.

Revestimentos macios devem ter a mesma viscoelasticidade da mucosa alveolar e espessura suficiente para propiciar amortecimento das cargas funcionais e evitar reabsorção óssea (KAYAKAWA *et al.*, 2004). Para serem eficazes e apresentarem efeito de relaxamento das tensões e amortecimento, devem ter volume e espessura suficientes, variando de 1,5 a 2mm (SATO *et al.*, 2000).

O uso de material polimérico macio em bases de prótese de resina acrílica possibilitam transmissão limitada de forças e pressões geradas durante a mastigação, contudo há controvérsias quanto à espessura suficiente desse material para promover amortecimento das cargas. Assim o objetivo desse estudo é determinar as espessuras que propiciem menor concentração de tensões na fibromucosa e osso de suporte.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Reembasadores Resilientes

As resinas acrílicas surgiram a partir de 1936 fazendo com que os aparelhos removíveis alcançassem melhores qualidades estética e funcional, além de propiciarem facilidade na técnica de confecção (DOMITI, 1990; PHILLIPS;1984). Contudo, Atwood (1971), Jordan (1972), Tallgren (1972) e Wendt (1974) ressaltaram que carga mastigatória transmitida ao osso alveolar por meio da base da prótese removível estimula a reabsorção óssea e a prótese perde adaptação continuamente em relação à área de assentamento.

Para pacientes com rebordos retentivos, muito reabsorvidos, portadores de tórus, submetidos a cirurgias que dificultam a utilização do aparelho protético convencional ou cirurgias mutiladoras e que estão sendo submetidos à radioterapia, não é possível o uso de aparelhos cuja base seja confeccionada com material rígido (LAMMIE; STORER, 1958). Os materiais viscoplásticos foram desenvolvidos para sanar os inconvenientes desses casos, visando melhorar a distribuição da carga funcional, a retenção e o conforto (CRUM, 1971).

Os materiais resilientes estão disponíveis desde a época das próteses de vulcanite, conhecidos como “velum rubber”, eram macios e indicados para pacientes que apresentavam fenda palatina. Era um material vulcanizado contendo mais enxofre que a vulcanite (O'BRIEN, 2002).

Os materiais reembasadores são comercialmente denominados: resina soft, materiais condicionadores de tecido, reembasadores resilientes, reembasadores macios, bases macias, materiais viscoplásticos e soft liners. Foram primeiramente descritos por Chase em 1962 (GARCIA; JONES, 2004).

São divididos em forradores de curta e longa duração. A “International Organization for Standardization” (ISO) estabelece como forradores de curta duração, os materiais reembasadores usados por até 30 dias, enquanto os de longa duração proporcionam uma superfície macia e elástica por um período superior a este. Garcia e Jones (2004) categorizaram os forradores de curta duração como condicionadores de tecido e materiais temporários, usados por até um mês após procedimentos cirúrgicos, atuando como elemento de diagnóstico e como reembasadores nos casos de adaptação de próteses imediatas, próteses transicionais e outras situações temporárias. Materiais reembasadores usados por um a seis meses, são categorizados como materiais intermediários. Os forradores de longa duração possuem durabilidade igual ou superior a doze meses, sendo indicados em casos de cirurgia pré-protética quando o paciente apresenta limitações para o uso da prótese, como proeminências ósseas e rebordo muito reabsorvido.

Mc Cabe *et al.* (2002), afirmou que o material macio é usado em próteses para providenciar uma camada amortecedora sobre a superfície da dentadura completa.

Griem *et al.* em 1964 propuseram o uso de revestimento macio para pacientes com tumores malignos na cavidade bucal submetidos a elevadas doses de radiação, para evitar trauma e auxiliar no processo de cicatrização. Ortman (1966) indicava o uso de material resiliente como revestimento nos casos de necessidade de redução do impacto, ou quando ocorriam problemas em áreas retentivas, na presença de exostoses e de proeminências ósseas isoladas ou na presença de sensibilidade à resina acrílica.

Makila (1976) verificou o resultado terapêutico dos revestimentos macios no alívio de irritações teciduais, mesmo levando em consideração a dificuldade de higienização. Mack (1989) indicou o uso de material resiliente após cirurgia de tecidos moles, extrações e radiações terapêuticas, para reduzir o impacto oclusal e citou como desvantagens, o custo e dificuldade de manuseio, possibilidade de fratura da base da prótese, instabilidade dimensional e aderência de biofilme em função do polimento.

Batterby *et al.* (1968) e Koran e Lang (1981) relataram que materiais macios colocados sob base de prótese total contribuem de uma forma mais uniforme as forças oclusais.

Segundo Means *et al.* (1971) e Gonzáles (1977) os revestimentos resilientes devem ser considerados temporários, sendo indicados apenas em casos especialmente selecionados como condicionadores de tecidos, obturadores temporários, estabilizadores de próteses e guias cirúrgicos e coadjuvante na técnica de moldagem.

A espessura do material é um fator determinante na capacidade de absorção de cargas, não sendo recomendado o uso por longos períodos, pois perdem resiliência e também facilitam o acúmulo de *C. albicans*. (KAWANO *et al.*, 1994).

Kayakawa *et al.* (1994) salientam que as propriedades dos reembasadores resilientes devem ser as mesmas da mucosa para que este material atue na absorção das cargas mastigatórias. Após a aplicação de carga oclusal em prótese removível, uma deformação da mucosa seguida de lenta recuperação, promovida pelos materiais reembasadores macios, é mais desejável que a recuperação instantânea.

De acordo com Yoeli *et al.* (1996), a suavidade dos reembasadores macios variam significativamente de acordo com a espessura, indicando que necessitam desenvolver critérios para mensurar a espessura mínima necessária para a performance clínica. Sugerem que a espessura mínima necessária do material reembasador seja de 3,5mm, contudo salientam que esses valores podem ser alterados clinicamente.

As forças mastigatórias juntamente com os fatores biológicos presentes na cavidade bucal, determinam a eficácia e durabilidade do material reembasador (GRONET *et al.*, 1997)

Emmer *et al.* (1999) avaliaram *in vitro*, por meio de um modelo experimental com sensores e célula de carga (250N), as forças transmitidas ao implantes com prótese em condições normais, com alívio de 5 mm com e sem reembasador. Verificaram que apenas o alívio interno da prótese, na região do implante, eliminou a transferência de carga para o implante submucoso com cargas aplicadas uni e bilaterais. A presença de 5mm de material reembasador propiciou a transmissão de pequena, mas mensurável, força ao implante (7.93N de força uniaxial e 5.31N de biaxial). A transmissão de cargas diretamente da base da prótese ao implante submucoso promoveu forças capazes de atuar negativamente na osseointegração do implante (114.8N de força uniaxial e 44,98N de força biaxial).

As bases macias emergiram nos últimos anos principalmente por serem utilizadas nas prótese transicionais após as cirurgias para instalação de implantes (El-Hadary e Drummond, 2000).

Sato *et al.* (2000) analisaram por meio de elemento finito bidimensional os critérios para a seleção de forradores macios para prótese total de acordo com as características dos pacientes. Realizaram simulações com seis marcas comerciais

de reembasador, duas espessuras de material (1 e 2mm), três de mucosa (1 a 3 mm), quatro da base em resina acrílica (2 a 5mm) e diferentes módulos de elasticidade . A relação entre as tensões máximas e mínimas transmitidas à mucosa foram calculadas para estimar a concentração de tensão. Verificaram que a tensão diminuiu com o módulo de elasticidade do reembasador macio no caso de mucosas delgadas (1mm).

Em 2000, Shim e Watts avaliaram, por meio do método de elementos finitos, a distribuição de tensões no interior de prótese total removível inferior reembasada com material macio. Verificaram que quando a carga foi aplicada na direção vertical tensões foram concentradas em áreas relativamente pequenas, sendo mais aparente no modelo apenas de resina acrílica que no com reembasador. Os materiais macios foram capazes de propagar a resultante das tensões mais amplamente, especialmente com cargas verticais. Camadas mais espessas de reembasador mostraram níveis significativamente mais baixos de tensão comparados com porções de resina acrílica.

Murata *et al.* (2002) verificaram que o uso de reembasadores macios melhora consideravelmente a função mastigatória e satisfação quando comparado com prótese com base rígida, sendo que a eficácia do material em depende da viscoelasticidade e durabilidade.

Park *et al.* em 2004 determinaram a influência da termociclagem na alteração do módulo de elasticidade. Relataram que os valores obtidos eram mais baixos que da mucosa de pacientes edêntulos, devendo haver correspondência entre o módulo de elasticidade do reembasador macio com o da mucosa, para obtenção de ótimo efeito amortecedor. Verificaram também que as mudanças nas propriedades mecânicas, físicas e biológicas das bases macias ocorrem

simultaneamente e são mais intensas nos reembasadores temporários de curto prazo. Os reembasadores resinosos apresentaram níveis mais elevados de amortecimento quando comparados aos reembasadores à base de silicone.

Zmudzki *et al.* (2008) estudaram por meio do método de elementos finitos a tensão em reembasadores resilientes simulando dois casos de atrofia óssea (acentuada e preservada). Nesse estudo utilizaram material reembasador à base de silicone e força máxima de 100N, na região de incisivos, caninos e molares, correspondente à carga máxima tolerada pela fibromucosa. Verificaram que para o rebordo mais preservado as tensões mais nocivas se localizaram na região da crista. Para o rebordo com maior reabsorção, essas tensões se localizaram na região do fundo do vestíbulo. Concluíram que material reembasador com 2 mm espessura é capaz de suportar as tensões mastigatórias

Abe *et al.* (2009) avaliaram a propriedade viscoelástica dos vinil polisiloxanos, materiais reembasadores de silicone, e verificaram que todos os materiais testados apresentaram alterações nessa propriedade um período de 24 horas de observação, contudo, após sessenta dias essas alterações se mostraram significativas. Os materiais de silicone se mostraram mais estáveis ao longo do tempo em comparação aos de acrílico, devido à baixa absorção de água e solubilidade. Sugerem que a propriedade viscoelástica deva ser similar à da mucosa, como é difícil determinar clinicamente o valor deve-se estabelecer uma estimativa.

Santos *et al.* (2011), estudaram por meio de análise por elemento finito tridimensional a distribuição de tensões no osso peri-implantar com próteses transicionais reembasadas ou não e diferentes alturas de cicatrizadores. Foram aplicadas cargas individuais de 35N na região dos caninos e 50N na região do primeiro molar inferior. Verificaram que os implantes com cicatrizadores mais altos

apresentaram valores de tensão peri-implantar mais elevados que aqueles posicionados ao nível ósseo. O uso do reembasador macio contribuiu para a redução dos níveis de tensão quando a força foi aplicada na região dos caninos.

Lacoste-Ferré *et al.* (2011) realizaram a caracterização do comportamento viscoelástico da mucosa bucal e compararam com as propriedades mecânicas de diferentes reembasadores macios. Verificaram que os valores do módulo de compressão, ajustados para pacientes idosos em condições fisiológicas, estava em torno de 3 MPa. Com esse estudo definiram as características do biomaterial perfeito, isto é, compatibilidade e resistência com situações biológicas, durabilidade durante as condições fisiológicas de uso, capacidade de se ajustar à mucosa e fácil manuseio.

Os reembasadores macios reduzem a força de impacto transmitidas às estruturas de suporte e agem como material amortecedor, pois absorvem as cargas em função da espessura empregada.

2.2.- Método dos elementos finitos

A análise de estruturas teve início entre 1850 e 1875, na Escola Francesa, contudo o desenvolvimento de teorias e técnicas analíticas para esse estudo foi lento no período de 1875 a 1920 devido às limitações práticas na solução das equações algébricas. Nesse período as estruturas eram treliças e pórticos, cuja análise era baseada em distribuição de tensões com forças incógnitas. Com os trabalhos de Maney, nos Estados Unidos, e de Ostenfeld, na Dinamarca, por volta de 1920, a análise aproximada dessas estruturas passaram a ser realizadas com

base nos deslocamentos como incógnitas. Essas idéias são precursoras do conceito de análise matricial de estruturas usado atualmente. Limitações no desenvolvimento de problemas, com forças ou deslocamentos incógnitos, prevaleceram até 1932, com a introdução do Método da Distribuição de Momentos por Cross, o qual facilitou a análise estrutural permitindo a solução de problemas mais complexos. Este foi o principal método de análise estrutural, sendo utilizado, por aproximadamente, 25 anos. No início de 1940, McHenry, Hrenikoff e Newmark demonstraram na mecânica dos sólidos a substituição de pequenas porções do contínuo pela distribuição de barras elásticas simples. Posteriormente, Argyris e colaboradores demonstraram que a possibilidade de substituir as propriedades do contínuo de um modo mais direto, e não menos intuitivo, supondo que as pequenas porções, os elementos, comportavam de forma simplificada.

Por volta de 1950 surgiram os computadores digitais, não sendo empregados de forma imediata à teoria e à prática, contudo, foram estabelecidas codificações para análise estrutural de forma mais adequada, isto é, a forma matricial. Os trabalhos de Argyris e Kelsey e de Turner e colaboradores foram considerados como precursores no estudo do método dos elementos finitos (MEF), uniram os conceitos de análises do estrutural e contínuo, lançando os procedimentos resultantes na forma matricial. As equações de rigidez passaram a ser escritas com notação matricial e resolvidas em computadores (FONSECA, 2002).

Engenheiros e pesquisadores, na década de 50, que trabalhavam em projetos de aviões a jato, na Boeing, iniciaram os primeiros trabalhos práticos no desenvolvimento do método dos elementos finitos aplicados à indústria aeronáutica. M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin e L. J. Topp publicaram em 1956, um artigo que apresentou as principais idéias do método, dentre elas a formulação matemática

dos elementos e a montagem da matriz, contudo não se havia referência ao nome elementos finitos para designar os elementos de discretização da geometria do problema físico. Foi Clough, professor em Berkeley, que estava trabalhando temporariamente na Boeing que nomeou o método de elementos finitos em artigo publicado posteriormente. Seus estudos deram início a pesquisas em sua universidade, por outros professores, Wilson e Taylor, juntamente com os estudantes de pós-graduação Hughes, Felippa e Bathe; assim, Berkeley foi durante muitos anos o principal centro de pesquisa em método dos elementos finitos. Essas pesquisas coincidiram com o emprego de computadores eletrônicos em universidades e institutos de pesquisa, tornando o método amplamente empregado em diversas áreas.

Wilson desenvolveu um dos primeiros programas de computador para cálculo do MEF, sendo sua popularização possível devido à disponibilização gratuita do *software*, fato comum nos anos sessenta, em virtude do valor comercial de programas computacionais não serem reconhecidos nessa época. Em 1965, a agência espacial norte-americana NASA financiou um projeto liderado por Dick MacNeal para desenvolver um programa de cálculo pelo MEF de uso geral. Este programa, NASTRAN, apresentava grande capacidade de manipulação de dados e permitia análise de tensão e deformação, cálculo de vigas, de problemas de cascas e placas, análise de estruturas complexas, como asas de aviões, e análise de vibrações em duas e três dimensões. O programa inicial foi colocado em domínio público, porém apresentava muitos erros de programação, assim, após o término do projeto, MacNeal e McCormick criaram uma empresa de *software* que corrigiu a maioria dos erros e comercializou essa versão refinada com o nome MS-NASTRAN. Na mesma época, Swanson desenvolveu um programa de MEF na Westinghouse

para análise de reatores nucleares, contudo em 1969 deixou a universidade para comercializar o programa denominado ANSYS. O programa apresentava capacidade de análise de problemas lineares e não-lineares e essas características tornaram esse *software* um dos programas de elementos finitos comerciais mais utilizados atualmente. Outros programas comerciais desenvolvidos desde então foram o LS-DYNA usado para análises não-lineares tais como teste de colisão, conformação de metais e simulação de protótipos; ALGOR, ABAQUS e COSMOS como programas de MEF de uso geral; sendo que todos os programas possuem versões para microcomputadores e algumas mais potentes para sistemas computacionais paralelos (DEMAR-EEL-USP)

O método matemático consiste em um meio contínuo que é discretizado, isto é, subdividido em elementos finitos que mantêm as propriedades originais. Esses elementos podem se apresentar na forma de triângulos ou quadrados (análise bidimensional) e prismas ou quadriláteros (análise tridimensional). Os vértices desses elementos são os nós ou pontos nodais e o conjunto resultante da divisão (faces e nós) é denominado de malha. A precisão do método depende da quantidade de nós, e do tamanho e tipo de elementos presentes na malha (AVELINO, 2005).

Este método de pesquisa possui vantagens em relação a outros métodos, como por exemplo a fotoelasticidade, pela capacidade de modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e biomateriais de diferentes propriedades, como os dentes e os diversos biomateriais usados em Odontologia, bem como modificar os parâmetros de sua geometria. O programa permite também a simulação de diversas magnitudes de força em diferentes pontos de aplicação. Uma das principais vantagens do método é o controle de quaisquer

variáveis relacionadas ao experimento, facilitando a análise dos resultados. (LOTTI *et al.* 2006).

A partir do MEF torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo, assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por cargas no elemento ou tecido analisados (REN, *et al.* 2003).

Algumas situações podem levar a erros durante a execução do programa como, falta de dados ou interpretação inadequada de aspectos importantes do comportamento físico do material; erros do programa de computador não checados; utilização de programas inapropriados e/ou de informações incorretas e obtenção de uma malha muito simplificada (COOK *et al.*,1989).

Tanne e Sakuda em 1979, encontraram similaridade nos resultados quando compararam um mesmo objeto de estudo utilizando técnicas histológicas e o método de elementos finitos. Os autores sugerem um resultado mais preciso no método de análise dos elementos finitos tridimensional quando comparado com o bidimensional, por permitir uma avaliação em três planos espaciais.

Considerando os programas, Silva *et al.* (2007) relata que o ANSYS destaca-se entre os demais devido às várias ferramentas para modelagem, processamento e pós-processamento. Esse programa analisa numericamente grande variedade de situações mecânicas, como análise estrutural estática ou dinâmica, transferência de calor, projetos acústicos, fluidos e eletromagnetismo.

O método dos elementos finitos proporciona dados valiosos a um custo operacional relativamente baixo e tempo reduzido. Este método pode ser sintetizado em três passos: 1)fase de pré processamento- a modelagem geométrica da estrutura a ser estudada é trabalhada, isto é, geometria do modelo em elementos

finitos, definição da malha, pré-processamento físico do modelo e atribuição dos valores às propriedades da estrutura; 2) fase de processamento- as equações são solucionadas. O programa efetua o processamento do cálculo dos deslocamentos e forças nodais, e outras características de acordo com as necessidades de análise pré-determinadas; e 3) fase pós-processamento- os resultados são avaliados de forma gráfica e/ou numérica (SILVA et al em 2007).

Para a análise pelo método dos elementos finitos é necessária a determinação das propriedades físicas e mecânicas de cada estrutura constituinte do modelo, pois as características de cada componente do modelo podem influenciar os resultados após aplicação das cargas.

O comportamento dos materiais é de fundamental importância frente às deformações, diversos fenômenos podem ocorrer, como os elásticos não-lineares, onde após a deformação ocorre retorno à condição de origem sem seguir um padrão; os plásticos, ocorre deformação sem retorno à condição de origem; os elásticos-plásticos, com comportamentos elástico plástico; os viscoelásticos, com ocorrência de deformação e retorno à origem sendo dependente do tempo; e os viscoplásticos com deformação sem retorno à condição de origem. Além destas propriedades de elasticidade, os materiais podem ser considerados como isotrópicos, anisotrópicos ou ortotrópicos. Isotrópico é o material significa cujas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural. Material ortotrópico apresenta as mesmas propriedades mecânicas em duas direções e diferente em uma terceira, enquanto material anisotrópico é aquele cujas propriedades diferem em todas as direções (LOTTI et al., 2006).

O módulo de elasticidade longitudinal (E), é uma constante do material, definida como a relação existente entre a tensão e a deformação longitudinal sob condições elásticas. Esse valor é obtido mediante um ensaio mecânico de tração. O módulo de elasticidade mede basicamente o grau de rigidez de um material, quanto mais intensas forem as forças de tração entre os átomos, maior o módulo de elasticidade. Isso quer dizer que, para uma determinada força aplicada, quanto maior o módulo de elasticidade de um material, menor é a deformação linear deste para o mesmo nível de tensão aplicada (WILLIAMS *et al.*, 1996; ABE *et al.*, 2009). O coeficiente de Poisson é definido basicamente por qualquer alongamento ou contração de uma estrutura cristalina, em uma direção que produza modificação geométrica em outras direções. A relação entre a deformação transversal e a deformação longitudinal é chamada coeficiente de Poisson (SILVA *et al.*, 2007).

A análise por elementos finitos foi selecionada para avaliar a distribuição de tensões na fibromucosa e osso, com simulação de próteses totais com diferentes espessuras de material reembasador macio, porque é um método de investigação *in vitro*, que proporciona resultados confiáveis e semelhantes ao que ocorre *in vivo*, em pacientes.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar por meio do método dos elementos finitos as áreas de concentração de tensões da fibromucosa de revestimento e rebordo alveolar após aplicação de cargas em próteses totais removíveis convencionais reembasadas com material resiliente resinoso com diferentes espessuras.

4 MATERIAL E MÉTODO

O método de elementos finitos necessita de um modelo geométrico que represente a estrutura real. Após a construção do modelo é realizada a configuração com informações que representem as características de cada componente da estrutura de acordo com o tipo de simulação; assim podem ser usados módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson, definições de apoios e estímulos e cargas aplicadas. Após essa fase, denominada de pré-processamento, o modelo pode ser analisado pelo método, o qual utiliza formulações matemáticas validadas para a obtenção do resultado do comportamento da estrutura sob estímulo simulado.

4-1 Reconstrução virtual a partir de tomografia computadorizada

Foram utilizadas duas tomografias computadorizadas (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA), a primeira, realizada em um paciente desdentado total para a confecção de guia cirúrgico, teve como objetivo fornecer a anatomia da mandíbula.

O exame tomográfico considerou o terço ântero-inferior da face, analisando a região da mandíbula, em cortes transversais de 0,4 mm de distância, perfazendo um total de 139 cortes. Esses cortes foram gravados no formato “Digital Imaging and Communications in Medicine Standart” (Dicom) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Invesalius 3.0 64 bits). O programa reconstruiu digitalmente a mandíbula, resultando em um modelo tridimensional (Figura 1).

Figura 1- Reconstrução digital da mandíbula , vista do osso cortical.

Para facilitar o processamento, estruturas sem importância para o estudo, como o feixe vâsculo-nervoso, foram descartadas. O modelo foi salvo no formato “Stereolithography 3D Systems” (STL) (Rock Hill, South Carolina, EUA).

Foi confeccionada uma réplica da prótese total do paciente em material radiopaco para confecção de guia cirúrgico para colocação de implantes. A tomografia desta réplica foi submetida a processo semelhante à tomografia da mandíbula e reconstruída digitalmente em três dimensões- 3D (Figura 2).

Figura 2- Reconstrução digital da prótese

4.2 Edição dos modelos

Após a reconstrução virtual, os modelos 3D foram exportados para o software tipo CAD Solidworks 2011 (Dassault Systemes, Solidworks Corps, Concord. MA, EUA), para edição dos modelos virtuais.

O “software” reconstrói o modelo com uma malha de faces poligonais de superfície. Esses polígonos são exclusivamente triangulares e planos, e para definir um modelo com precisão adequada muitas vezes são necessários milhares de polígonos. Entretanto, a maioria dos “softwares” tipo “Computer Aided Design” (CAD), para edição de modelos, como o Solidworks, não aceitam a importação com número de faces dessa grandeza, e mesmo quando aceitam, o modelo fica computacionalmente inadequado. A simples redução do número de polígonos acarreta grande distorção do modelo. Para resolver esse problema, foi utilizado um suplemento de importação do Solidworks chamado “Scan to 3D” para parametrização do modelo (transforma um modelo não paramétrico, advindo da

tomografia, em um modelo paramétrico).

Este suplemento 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 necessárias, sem comprometer a precisão do modelo.

A figura 3-A mostra a transformação da superfície do modelo da mandíbula de 98080 polígonos em 110 faces NURBS, a figura 3-B demonstra grande distorção quando o número de polígonos é reduzido e a figura 3-C apresenta a sobreposição dos dois modelos, mostrando mínima distorção. Os modelos foram plotados com arestas para facilitar a visualização das faces.

Figura 3- Transformação do modelo com 98080 polígonos (A) em 110 faces NURBS (B) e sobreposição dos dois modelos C.

A figura 4-A apresenta o modelo com redução de 98080 para 110 polígonos

e a figura 4-B o modelo de 110 faces NURBS sobreposto ao de 110 polígonos, demonstrando a grande distorção ocorrida.

Figura 4- Modelo com redução de 98080 para 110 polígonos (A), e modelo de 110 faces NURBS sobreposto ao de 110 polígonos (B).

Para representação dos ossos cortical e medular foi realizado um recurso de camadas com espessura de 2 mm, sendo a porção externa definida como osso cortical e a porção interna como osso medular (Figura 5 A e B).

Figura 5: Modelos da mandíbula com ossos cortical (A) e medular envolvido pelo cortical semi-transparente (B)

De forma semelhante, para padronizar a espessura da fibromucosa, foi utilizado recurso de camada externa de de 1 mm na área basal da prótese (Figura 6).

Figura 6- Vista do modelo com a estrutura representando a fibromucosa (marrom) recobrindo a área basal.

A prótese total inferior foi submetida a processo semelhante à mandíbula resultando em modelo (Figura 7)

Figura 7- Prótese total inferior com superfície do tipo NURBS.

4.2.1 Osso basal

A partir do escaneamento, o modelo da mandíbula consistiu de uma parte externa com 2 mm de espessura, representando o osso cortical e uma parte interna representando o osso medular. Como não há um padrão de espessura óssea, essa medida foi utilizada para representar um osso do tipo III, pela classificação de

Lekholm e Zarb (1985), definido como osso cortical de espessura delgada.

4.2.2 Inserção muscular

Foram construídas estruturas na região de inserção dos músculos masseter e pterigóide medial a fim de padronizar as áreas de suporte do modelo. Os locais das áreas de inserção foram obtidos em atlas de anatomia (figura 8).

Figura 8- Áreas de inserção dos músculos pterigóide medial (A) e masseter (B).

4.2.3 Prótese

Para obtenção do desenho externo da prótese (resina basal e dentes), foi utilizado o escaneamento da réplica da prótese (Figura 9 A e B).

Figura 9- Vista do modelo com dentes e resina basal. A- perfil e B-corte

4.2.4 Estrutura antagonista

Foram construídas estruturas cilíndricas, de material semelhante aos dentes de estoque, com 1 mm de diâmetro sobre cada elemento dental do modelo, (Figura 10),

com o objetivo de simular os contatos dentais e padronizar a localização da aplicação das cargas oclusais.

Figura 10- Estruturas cilíndricas sobre os elementos dentais.

Para analisar o comportamento de diferentes espessuras de material reembasador na absorção de forças mastigatórias de uma prótese total removível sobre a mucosa, os modelos foram divididos em:

- Modelo 1 ou controle: prótese total removível convencional sem material reembasador (Figura 11-A);
- Modelo 2: prótese total reembasada com 0,5 mm de espessura de material reembasador na área basal (Figura 11-B);
- Modelo 3: prótese total reembasada com 1 mm de espessura de material reembasador na área basal (Figura 11-C);
- Modelo 4: prótese total reembasada com 1,5 mm de espessura de material reembasador na área basal (Figura 11-D);

- Modelo 5: prótese total reembasada com 2 mm de espessura de material reembasador na área basal (Figura 11-E);
- Modelo 6: prótese total reembasada com 2,5 mm de espessura de material reembasador na área basal (Figura 11-F).

A

B

C

Figura 11- Vista em corte e de perfil dos diferentes modelos (vermelho= base da prótese original e azul= região preenchida pelo material reembasador).

Todas as variações de espessura do reembasador partiram de um único modelo. As diferentes camadas da base protética foram modeladas e configuradas com propriedades de resina termopolimerizável e de material reembasador resiliente, dependendo do modelo. O uso dessa técnica tem a vantagem de minimizar o erro geométrico típico da discretização.

4.3 Simulação

Todos os modelos foram exportados do software Solidworks, para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA,EUA), por meio de suplemento de importação do próprio Programa Ansys.

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada componente, os diferentes elementos dos modelos foram configurados com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura conforme o quadro 1.

Quadro 1: Propriedades mecânicas dos materiais

Material	Módulo de elasticidade. (MPa)	Coeficiente 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 (resina Soft Confort Macia Denso)	3 ⁵	0,33 ⁵

¹Bertassoni, Marshall *et al.*, 2008, ²Nishigawa, Matsunaga *et al.*, 2003, ³Holmes, Diaz-Arnold *et al.*, 1996, ⁴Chun, Park *et al.*, 2005, ⁵ Dencril Comércio e Indústria de Plástico/Vipi.

Todos os contatos entre as estruturas foram considerados como união perfeita. Suportes rígidos foram adicionados na região posterior da mandíbula na área de inserção dos músculos mastigatórios masseter, pterigóide medial e porção superior do ramo da mandíbula onde os músculos temporal, ligamentos e cápsula articular se conectam, conforme pode ser visto na figura 12.

Figura 12- Área de suporte fixo na porção superior do ramo da mandíbula (azul).

Para simulação, uma carga incidente na oclusal de todos os dentes artificiais, perpendicular à crista óssea, com intensidade de 60N por elemento dental foi aplicada (Figura 13). Essa intensidade correspondente a mastigação normal não forçada. A carga incidiu sobre todos os dentes, fato que muitas vezes não ocorre durante a mastigação do bolo alimentar. A alteração da posição e intensidade da carga pode afetar significativamente os resultados.

Figura 13- Vetores de direção da carga mastigatória simulada.

Foi realizada a discretização do modelo, que é a transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos, para possibilitar a análise pelo método. 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 (Figura 14).

(A)

Figura 14- Malha de elementos finitos. Perfil do modelo completo (A), osso mandibular (B) e corte do modelo completo (C).

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, avaliada e comparada.

O presente estudo é dependente do tipo e local da carga aplicada, homogeneidade óssea e da mucosa, elasticidade linear e isotropia. A adição de não linearidades na interface entre a prótese e a fibromucosa pode ser estudada

posteriormente. A incorporação deste fator requer maior tempo de simulação do que nas simulações lineares. Apesar das condições limitantes, a análise dos resultados proporciona vários aspectos importantes.

5 RESULTADOS

Os resultados de pressão na superfície da fibromucosa, na região de contato entre a prótese e a tensão hidrostática intra-óssea foram consideradas gráfica e numericamente para as análises qualitativa e quantitativa.

5.1 Mucosa superficial

Na análise da fibromucosa, um aspecto importante a ser considerado é a adequada distribuição de tensões transmitidas pela prótese, propiciando conforto ao paciente e muitas vezes permitindo a utilização da prótese em condições desfavoráveis, como no período pós-cirúrgico.

A tabela 1 e o gráfico da figura 15 apresentam os valores mais elevados de força compressiva na superfície da mucosa.

Tabela 1: Valores da força de compressão na mucosa superficial e percentual em relação ao grupo controle.

Grupos	Compressão (MPa)	%
Modelo 1 (controle)	0,1462	100%
Modelo 2 (0,5 mm)	0,1321	90,41%
Modelo 3 (1 mm)	0,1273	86,98%
Modelo 4 (1,5 mm)	0,1253	85,61%
Modelo 5 (2 mm)	0,1248	84,93%
Modelo 6 (2,5 mm)	0,1274	86,98%

Figura 15- Força de compressão na mucosa superficial.

Verifica-se que o modelo 1 apresenta valores maiores que o modelo 2, estes com valores superiores ao modelo 3, o qual apresenta o mesmo comportamento em relação ao modelo 6, e com valores maiores que o modelo 4. O menor valor de concentração de tensão foi evidenciada no modelo 5, cuja espessura de material reembasador era de 2,0mm.

A plotagem da distribuição da pressão superficial da mucosa é apresentada na figura 16 (A-F).

A

B

C

D

Figura 16- Áreas de compressão na mucosa superficial (A- controle, B- 0,5mm de material reembasador, C- 1mm de material reembasador, D- 1,5mm de material reembasador, E- 2mm de material reembasador e F- 2,5mm de material reembasador).

Os resultados qualitativos (Fig. 16) demonstraram concentração de tensões na região anterior da mandíbula, com redução gradativa à medida que aumentava a espessura do reembasador, com exceção do modelo com 2,5mm de espessura que apresentou área de concentração de tensão semelhante ao modelo com 1,0mm de espessura.

O emprego de 0,5mm de material reembasador propiciou redução significativa da área de concentração de tensão nos sentidos ântero-posterior e vestibulo-lingual.

A Figura 17 apresenta as áreas de concentração de tensão na região posterior da mandíbula.

Figura 17- Concentração de tensões na fibromucosa na região posterior da mandíbula.

Verifica-se que no modelo 5 (Fig. 17E) a área de concentração de tensões é menor em relação aos demais modelos, com o modelo 1 apresentado as maiores áreas, provavelmente devido ao material mais rígido, isto é, a resina acrílica termopolimerizável.

5.2- Osso basal

Quanto ao osso, os resultados seguiram a mesma tendência dos resultados apresentados na mucosa superficial. O aumento da espessura do material reembasador promoveu diminuição dos picos de tensão.

A tabela 2 e o gráfico da figura 18 apresentam os valores da tensão hidrostática no osso basal.

Tabela 2: Valores da tensão hidrostática no osso, e percentual relação ao controle.

Grupos	Compressão (MPa)	%
Modelo 1 (controle)	0,713	100%
Modelo 2 (0,5 mm)	0,665	93,26%
Modelo 3 (1 mm)	0,640	89,76%
Modelo 4 (1,5 mm)	0,631	88,49%
Modelo 5 (2 mm)	0,629	88,21%
Modelo 6 (2,5 mm)	0,634	88,92%

Figura 18- Valores da tensão hidrostática no osso.

Pelos dados acima verifica-se que houve redução gradativa da tensão do modelo 1 ao 3, seguidos pelos modelos 4 e 5, com este último apresentando o menor valor, semelhante ao resultado obtido na fibromucosa.

A figura 19 (A-F) evidencia a distribuição da tensão hidrostática no osso, com ênfase nas tensões compressivas.

A

B

C

D

Figura 19- Áreas de tensão no osso basal. (A- controle, B- 0,5mm de material reembasador, C- 1mm de material reembasador, D- 1,5mm de material reembasador, E- 2mm de material reembasador e F- 2,5mm de material reembasador).

As áreas de tensão foram semelhante nos modelos 4 a 6 e menores que os modelos 1 e 2, sendo a maior tensão na ausência de material reembasador, concentrada na linha média, na crista do rebordo e na região ocluso-gengival.

Pelas análises na fibromucosa e no osso basal constatou-se que a espessura de 2mm de material reembasador propiciou a menor concentração de tensões.

6 DISCUSSÃO

O profissional reabilitador deve conhecer as características, propriedades e limitações dos materiais reembasadores para indicá-los e empregá-los adequadamente, atendendo assim as necessidades de cada paciente.

Como o rebordo inferior apresenta padrão de reabsorção mais acentuado e área de suporte menor que o superior, a indicação dos reembasadores resilientes neste arco é mais comumente indicada (SHIM e WATTS, 2000), por isso foi o arco selecionado para o estudo.

Na avaliação dos materiais reembasadores deve-se levar em consideração a distribuição das tensões gerada pela prótese em função, principalmente na mastigação. Devido às dificuldades em determinar *in vivo* a distribuição de cargas em sistemas biomecânicos, emprega-se análises *in vitro*, sendo mais indicado o método dos elementos finitos tridimensional, pela grande precisão confiabilidade.

6.1- Mucosa superficial

Todos os resultados demonstraram presença de tensões na região anterior da mandíbula. A adição de material reembasador na superfície interna da prótese promoveu alívio de tensões, como no estudo de Santos et al (2011), sendo seu uso relevante na distribuição de tensões.

A espessura máxima de 2,5mm não propiciou a menor concentração de tensões como esperado, isso pode ser devido ao assentamento inadequado da prótese, pois a falta de adaptação às estruturas de suporte promove perda parte do efeito amortecedor; ou à menor espessura de resina acrílica da base. Para obter espaço de 2,5mm há necessidade de maior desgaste interno da prótese para evitar alteração da dimensão vertical, como o material reembasador macio apresenta baixa rigidez é provável que as tensões sejam distribuídas em menor área basal.

Alguns autores sugerem que a elasticidade da mucosa seja a mesma do material reembasador (ABE *et al.*, 2009; KAYAKAWA *et al.*, 1994, SATO *et al.*, 2000; PARK *et al.*, 2004;) para propiciar distribuição uniforme de tensões, contudo os valores correspondentes ao reembasador se alteram ao longo do tempo, devido à degradação inerente ao uso. Neste estudo, os módulo de elasticidade da mucosa e do material testado foram os mesmos, não sendo considerado o período de uso clínico, onde ocorre a perda do plasticizante e deterioração do material (ABE *et al.*, 2009 ; GARCIA ; JONES, 2004; GRONET *et al.*, 1997 ; ; HONG *et al.*, 2004; ;; PARK *et al.*, 2004 ; YOELI *et al.*, 1996), devido à dificuldade de realização do ensaio.

6.2 Pressão Hidrostática no osso

Diferente da sensibilidade dolorosa normalmente manifestada na fibromucosa superficial, a maior preocupação no osso se deve à aceleração do processo de atrofia óssea ou dificuldade de reparo após procedimentos cirúrgicos. Assim devem ser empregados critérios diferentes de análise, levando em consideração fatores que afetem a remodelação óssea.

Pesquisas em engenharia tecidual demonstraram que células presentes nos fluídos intra-ósseos são capazes de reagir às alterações na pressão interna desses fluídos. Embora pequenas elevações de pressão estimulem a função osteoblástica, aumento excessivo pode propiciar inibição da atividade osteoprogenitora e estímulo da função osteoclástica, levando à perda óssea ou inibição do reparo ósseo (KOYAMA *et al.*, 2008; HU *et al.*, 2010). Dessa forma a tensão hidrostática causada pela prótese é importante para avaliar o efeito do reembasamento no osso basal.

Na literatura existem estudos analisando tensões trativas, ou seja, tensões que tendem a deslocar a prótese, (YOU *et al.*, 2000) e tensões compressivas (KOYAMA *et al.*, 2008; HU *et al.*, 2010) nas células que regulam a remodelação óssea. Devido às tensões compressivas serem mais significativas em relação às trativas e a literatura não estabelecer qual tipo de tensão é mais ou menos deletéria no processo de remodelação, o presente trabalho focou nas tensões compressivas.

Os resultados apresentados para o osso basal seguiram a mesma tendência dos obtidos na mucosa superficial. Houve diminuição dos valores de tensão de acordo com o aumento da espessura do material reembasador, com exceção da espessura de 2,5 mm que apresentou comportamento semelhante ao modelo com espessura de 1mm. Devido a maior distância do material reembasador ao osso basal e a própria fibromucosa atuar na distribuição das tensões no osso, o percentual de tensão entre os picos foi menos expressivo.

Os resultados sugerem que para mandíbulas com adaptação adequada da prótese, superfície óssea lisa, sem espículas ou nichos dentários não é significativo espessura maior do que 2,0 mm de material reembasador, sendo está a espessura ideal.

Durante o reembasamento clínico, é importante solicitar ao paciente que mantenha em oclusão após a introdução do material na cavidade bucal para evitar o deslocamento e consequentemente desadaptação da prótese e espessura inadequada de material. O deslocamento da prótese promove alteração no ponto de fechamento de boca e espessura inadequada de material reembasador altera a dimensão vertical de oclusão.

O tempo clínico de utilização do material também deve ser levado em consideração. Esses materiais, de uso provisório, apresentam alteração de suas

propriedades, degradação e ainda podem se destacar da base da prótese (MACK, 1989; KAWANO *et al.*, 1994; GRONET *et al.*, 1997; GARCIA e JONES, 2004), alterando nesses casos a distribuição de tensões.

Na literatura há trabalhos relatando a fratura de próteses removíveis relacionadas à espessura de reembasadores resilientes (JEPSON *et al.*, 1994; WRIGHT, 1994). De acordo com os resultados deste estudo, espessura de 2,0mm é ideal para distribuição de tensões e provavelmente não afetam a estrutura da base de resina, contudo, estudos adicionais devem ser desenvolvidos para comprovar esta suposição.

Como não há na literatura trabalhos semelhante ou relacionados a esse assunto, sugere-se estudos que envolvam variação na espessura da fibromucosa de revestimento, forças trativas aliadas ao envelhecimento por termociclagem do material, e material reembasador com módulo de elasticidade diferente das estruturas, simulando assim o material deteriorado, como ocorre na cavidade bucal durante o uso.

7 CONCLUSÕES

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

- 1- houve concentração de tensões na região anterior da mandíbula, tanto na avaliação da fibromucosa como do osso basal;
- 2- ocorreu maior tensão no modelo sem material reembasador, sendo concentrada na linha média, regiões da crista do rebordo ocluso-gengival.
- 3- as tensões diminuíram com o aumento da espessura do material reembasador em ambas avaliações;
- 4- A espessura de 2mm apresentou os menores valores de concentração de tensões, enquanto a de 2,5mm apresentou comportamento semelhante à espessura de 1 mm.

8 REFERÊNCIAS

ABE Y.; TAJI T.; HIASA K.; TSUGA K.; AKAGAWA Y. Dynamic viscoelastic properties of vinyl polysiloxane denture soft lining materials. **J Oral Rehabil.** v. 36, n.12 , p. 887-93,Dec, 2009.

ATWOOD D. A. The reduction of residual ridges: a major oral disease entity. **J Prosthet Dent.** v. 26, n.3 , p. 266-79,Sep, 1971. 1971

AVELINO A. F. **Elementos Finitos: A base da tecnologia CAE.** 3ª edição, São Paulo: Érica Ltda, 2005. 294p

AZEVEDO A. F. M. **Método dos elementos finitos.** 1ª edição, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; Portugal. Abril, 2003.1-27p

BATTERSBY B.J.; GEHI D.H.; O'BRIEN W.J. The effect of on elastic lining on the retention of denture. **J Prosthet Dent.** v. 20, n.6 , p. 498-500,Dec,1968.

BERTASSONI L.E.; MARSHALL G.W.; SOUZA E.M.; RACHED R.N. Effect of pre- and postpolymerization on flexural strength and elastic modulus of impregnated, fiber-reinforced denture base acrylic resins. **J Prosthet Dent.** v. 100, n.6 , p. 449-57,Dec, 2008.

BOTEGA D.M.; SANCHEZ J.L.L.; MESQUITA M.F.; HENRIQUES G.E.P.; CONSANI R.L.X. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. **J Prosthodont.** v. 17, n.7 , p. 550-4,Oct, 2008.

BONACHELA W.C.; ROSSETTI P.H.O. **Overdentures. Das raízes aos implantes osseointegrados. Planejamento, tendências e inovações.** 1ª edição. São Paulo: Santos, 2002. 216p.

BRÅNEMARK P.I.; ADELL R.; BREINE U.; HANSSON B.O.; LINDSTRÖM J.; OHLSSON A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. **Scand J Plast Reconstr Surg.** v. 3, n.2 , p. 81-100,1969.

BRÅNEMARK P.I.; HANSSON B.O.; ADELL R.; BREINE U.; LINDSTRÖM J.; HALLÉN O.; OHMAN A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. **Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.** v. 16, p. 1-132,1977.

CHUN H.J.; PARK D.N.; HAN C.H.; HEO S.J.; HEO M.S.; KOAK J.Y. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. **J Oral Rehabil.** v. 32, n.3 , p. 193-205,Mar, 2005.

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

CRUM R.J.; LOISELLE R.J.; ROONEY Jr.G.E. Clinical use of a resilient mandibular denture. **J Am Dent Assoc.** v. 83, n.5 , p. 1093-6,Nov, 1971.

DEMAR. Método dos elementos finitos. [acesso 20 abr. 2011]. Escola de Engenharia de Lorena. Universidade de São Paulo. Lorena. Disponível em <www.demar.eel.usp.br/metodos/mat_didatico/Metodo_dos_Elementos_Finitos.pdf>

DOMITI S.S. **Sistematização do ensino integrado da prótese total.** São Paulo, Livraria Santos, 1990.

DOOTZ E.R.; KORAN A.; CRAIG R.G. Physical property comparison of 11 soft denture lining materials as a function of accelerated aging. **J Prosthet Dent.** v. 69, n.1, p. 114-9,Jan,1993.

EL-HARARY A.; DRUMMOND J.L. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. **J Prosthet Dent.** v. 83, n. 3, p. 356-61,Mar, 2000.

EMMER JR T.J.; EMMER T.J. SR.; VAIDYANATHAN J.; VAIDYANATHAN T.K. Measurement of submucosal forces transmitted to dental implants. **J Oral Implantol.** v. 25, n. 3, p. 155-60,1999.

FONSECA J.S.O. Ferramentas de simulação em mecânica: Elementos finitos. Apostila. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. 2002. 90p

GARCIA L.T.; JONES J.D. Soft liners. **Dent Clin North Am.** v. 48, n. 3, p. 709-20, Jul, 2004.

GONZALES J.B. Use of tissue conditioners and resilient liners. **Dent Clin North Am.** v. 21, n.2 , p. 249-59, Apr, 1977.

GRIEM M.L.; ROBISON J.E.; BARNHART G.W. The use of a soft denture base material in the management of the post-radiation denture problem. **Radiology.** v. 36, p. 320-1, Feb, 1964.

GRONET P.M.; DRISCOLL C.F.; HONDRUM S.O. Resiliency of surface-sealed temporary soft denture liners. **J Prosthet Dent.** v. 7, n.4, p. 370-4, Apr, 1997.

HAYAKAWA I.; HIRANO S.; KOBAYASHI S.; NAGAO M.; MASUHARA E. The creep behavior of denture-supporting tissues and soft lining materials. **Int J Prosthodont.** v. 7, n. 4, p. 339-47, Jul-Aug, 1994.

HAYAKAWA I.; KEH E.S.; MORIZAWA M.; MURAOKA G.; HIRANO S. A new polyisoprene-based Light-curing denture soft Linig material. **J Dent.** v. 31, n. 4, p. 269-74, May, 2003.

HICKEY J.C.; ZARB G.A.; BOLENDER C.L. **Boucher's prosthodontics treatment for edentulous patients.** 9th edition. St. Louis (MO): CV Mosby Co; p.99. 1985.

Holmes D.C.; Diaz-Arnold A.M.; Leary J.M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent.** v. 75, n. 2, p. 140-7, Feb, 1996.

HONG G.; MURATA H.; HAMADA T. Relationship between plasticizer content and tensile bond strength of soft denture liners to a denture base resin. **Dent Mater J.** v. 23, n. 2, p. 94-9, Jun, 2004.

HU K.; WANG C.; ZHANG X. High pressure may inhibit periprosthetic osteogenesis. **J Bone Miner Metab.** v. 28, n. 3, p. 289-98, May, 2010.

JEPSON N.; Mc CABE J.; STORER R. The clinical serviceability of two permanent denture soft linings. **Br Dent J.** v. 177, n. 1, p. 11-6, Jul, 1994.

JORDAN LB. Relining the complete maxillary denture. **J Prosthet Dent.** v. 28, n. 6, p. 637-41, Dec, 1972.

KAWANO F.; KON M.; KORAN A.; MATSUMOTO N. Shock-absorbing behavior of four processed soft denture liners. **J Prosthet Dent.** v. 72, n. 6, p. 599-605, Dec, 1994.

KORAN A.; LANG B.R. **Condicionadores de tecidos e materiais para forramento de dentaduras.** In: O'Brien J.W.; Ryge G. *Materiais Dentários.* 1ª edição. Rio de Janeiro, Interamericana, 1981; p.102-105.

KOYAMA Y.; MITSUI N.; SUZUKI N.; YANAGISAWA M.; SANUKI R.; ISOKAWA K.; SHIMIZU N.; MAENO M. Effect of compressive force on the expression of inflammatory cytokines and their receptors in osteoblastic Saos-2 cells. **Arch Oral Biol.** v. 53, n. 5, p. 488-96, May, 2008.

KYDD W.L.; MANDLEY J. The stiffness of palatal mucoperiosteum. **J Prosthet Dent.** v. 18, n.2 , p. 116-21, Aug, 1967.

LACOSTE-FERRÉ M.H.; DEMONT PH.; DANDURAND J.; DANTRAS E.; DURAN D.; LACABANNE C. Dynamic mechanical properties of oral mucosa: Comparison with polymeric soft denture liners. **J Mech Behav Biomed Mater.** v. 4, p. 269-274, 2011.

LAMMIE G.A.; STORER R.A. Preliminary report on resilient denture plastics. **J Prosthet. Dent.** v. 8, n. 3, p. 411-424, May , 1958.

LEKHOLM U.; ZARB F.L. Patient selection and preparation. In: PI Branemark, G.A. Zarb and T. Albrektsson, Editors, **Tissue-integrated prosthesis: osseointegration in clinical dentistry**, Quintessence Publ, Chicago (1985), 199–209.

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.

MACK P.J. Denture soft lining materials: materials available. **Aust Dent J.** v. 34, n. 6, p. 517-21, Dec, 1989.

MAKILA E. Soft lining to relive soreness beneath denture. **J Oral Rehabil.** v. 3, n. 2, p. 145-50, Apr, 1976.

Mc CABB J.F. Soft lining materials: compositions and structure. **J Oral Rehabil.** v. 3, n. 3, p. 273-8, Jul, 1976.

Mc CABB J.F.; CARRICK T.E.; KAMOHARA H. Adhesive bond strength and compliance for denture soft lining materials. **Biomaterials.** v. 23, n. 5, p. 1347-52, Mar, 2002.

MEANS C.R.; RUPP N.W.; PAFFENBARGER G.C. Clinical evaluation of two types of resilient liners on dentures. **J Am Dent Assoc.** v. 82, n. 6, p. 1376-80, Jun, 1971.

MUTLUAY M.M.; RUYTER I.E. Evaluation of bond strength of soft relining materials to denture base polymers. **Dent. Mat.** v. 23, p. 1373-81, 2007.

NISHIGAWA G.; MATSUNAGA T.; MARUO Y.; OKAMOTO M.; NATSUAKI N.; MINAGI S. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient. **J Oral Rehabil.** v. 30, n. 6, p. 646-52, Jun, 2003.

O'BRIEN W.J. **Dental materials and their selection.** 3rd edition. Chicago: Quintessence Publishing Co.; p.85-87. 2002.

OLIVEIRA E.J. **Biomecânica básica para ortodontistas.** 1. Edição. Belo Horizonte: UFMG, 2000. 196p.

ORTMAN H.R. Discussion of impact reduction in complete and partial denture, a pilot study. **J. Prosthet. Dent.** v. 2, n. 16, p. 246-250, Mar./Apr., 1966.

PARK S.K.; LEE Y.K.; LIM B.S.; KIM C.W. Changes in properties of short-term-use soft liners after thermocycling. **Journal of Oral Rehabilitation.** **J Oral Rehabil.** v. 31, n. 7, p. 717-24, Jul, 2004.

PHILLIPS R.W. Resinas para bases de dentaduras. In: **Materiais Dentários de Skinner**, 8ª ed. Rio de Janeiro, Interamericana, 1984. 141-173

PINTO J.R.; MESQUITA M.F.; HENRIQUES G.E.; ARRUDA NÓBILO M.A. Effect of thermocycling on Bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. **J Prosthet Dent.** v. 88, n. 5, p. 516-21, Nov, 2002.

PINTO J.R.; MESQUITA M.F.; NÓBILO M.A.; HENRIQUES G.E. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. **J Prosthet Dent.** v. 92, n. 3, p. 288-93, Sep, 2004.

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

SANTOS M.B.F.; SILVA NETO J.P.; CONSANI R.L.X.; MESQUITA M.F. Three dimensional finite element analysis of stress distribution in peri-implant bone with relined dentures and different heights of healing caps. **J Oral Rehabil.** v. 30, p. 1-6, Mar, 2011.

SATO Y.; ABE Y.; OKANE H.; TSUGA K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. **J Oral Rehabil.** v. 27, n. 8, p. 660-3, Aug, 2000.

SHIM J.S.; WATTS D.C. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. **Int J Prosthodont.** v. 13, n. 1, p. 19-24, Jan-Feb, 2000.

SILVA W.O.; GOMES V.L.; ARAÚJO C.A. **Avaliação do sistema de retenção barra/clip em prótese mucossuportada e implantoretida utilizando o método dos elementos finitos.** Dissertação de Mestrado. Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia. 2007

TANNE K.; SAKUDA M. A dynamic analysis of stress in the tooth and its supporting structures: the use of the finite element method as numerical analysis (abstr.). **Nippon Kyosei Shika Gakkai Zasshi.** v. 38, n. 4, p. 372-82, 1979.

TALLGREN A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed longitudinal study covering 25 years. **J. Prosthet. Dent.** v. 27, n. 2, p. 120-132, 1972.

TOMLIN H.R. The thickness and hardness of soft tissues. **British Dent. J.** v. 124, p. 223, 1968.

ZMUDZKI J.; CHLADEK W.; KRUKOWSKA J. Estimation of stresses in layers of dentures' relining materials. **Archives of materials science and engineering**. v. 30, p. 21-24, Mar, 2008.

WILLIAMS K.R; JAGGER R.G; SADAMORI S.; WATERS M.G. Cyclical deformation behaviour of denture soft lining materials. **J Dent**. v. 24, n. 4, p. 301-8, Jul, 1996.

WRIGHT P.S. Observations on long-term use of a soft-lining material for mandibular complete dentures. **J Prosthet Dent**. v. 72, n. 4, p. 385-92, Oct, 1994.

YOELI Z.; MILLER V.; ZELTSER C. Consistency and softness of soft liners. **J Prosthet Dent**. v. 75, n. 4, p. 412-8, Apr, 1996.

YOU J.; YELLOWLEY C.E.; DONAHUE H.J.; ZHANG Y.; CHEN Q.; JACOBS C.R. Substrate deformation levels associated with routine physical activity are less stimulatory to bone cells relative to loading-induced oscillatory fluid flow. **J Biomech Eng**. v. 122, n. 4, p. 387-93, Aug, 2000.