

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE MESTRADO ACADÊMICO EM ODONTOLOGIA

Influência do aumento da área de contato oclusal sobre Modelo de Elementos Finitos de dente natural e osso alveolar

FREDERICO MARQUES DA SILVA

Belo Horizonte – MG

2008

Frederico Marques da Silva

Influência do aumento da área de contato oclusal sobre Modelo de Elementos Finitos de dente natural e osso alveolar

Dissertação apresentada ao Programa de Mestrado Acadêmico da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas, com ênfase em Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen

Co-orientador: Prof. Dr. Jânes Landre Júnior

Belo Horizonte - MG

2008

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

S586a Silva, Frederico Marques da
Influência do aumento da área de contato oclusal sobre modelo de elementos finitos de dente natural e osso alveolar / Frederico Marques da Silva. Belo Horizonte, 2008.
63f. : Il.

Orientador: Wellington Corrêa Jansen
Co-orientador: Jánes Landre Júnior
Dissertação (Mestrado) - Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

1. Oclusão dentária. 2. Ajuste oclusal. 3. Análise de elemento finito. I. Jansen, Wellington Corrêa. II. Landre Júnior, Jánes. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.

CDU: 616.314-089.23

FOLHA DE APROVAÇÃO

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais, exemplos de dedicação e de vida, aos meus irmãos, à minha sobrinha Maria Clara, e à minha noiva Carol.

AGRADECIMENTOS

À Deus por ter me dado força, coragem, sabedoria e paciência para vencer este grande desafio.

Aos meus pais, Moacir e Angélica, por sempre estarem ao meu lado em todos os momentos da minha vida, me apoiando, incentivando e ajudando no que for preciso para que eu pudesse realizar mais este sonho. Amo vocês!

Aos meus irmãos, Bruna e Raphael, e à minha sobrinha Maria Clara pelo incentivo e pela torcida. Que vocês sempre busquem seus sonhos com garra, dedicação e esperança!

À minha noiva Carol que sempre esteve a meu lado me ajudando no que eu precisar, torcendo, sofrendo, chorando, sorrindo... Admiro-lhe e me inspiro em sua determinação e força de vontade, sua garra, sua fé! Obrigado, também, por me ajudar a realizar este sonho! Agora também sou mestre como você! Te amo!

Aos meus sogros, Natanael e Gioconda, por torcerem por minha vitória, pela confiança e por tudo que fazem por mim. À minha cunhada, Marcela, pela torcida e por permitir que, durante estes 2 anos, eu me hospedasse em seu apartamento.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Wellington Corrêa Jansen, pela oportunidade de poder trabalhar ao seu lado, pelos valiosos ensinamentos, pela amizade, pela paciência e pela confiança e apoio na realização deste trabalho.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Jânes Landre Júnior, pelos ensinamentos na área de engenharia, pelo atendimento cordial e atencioso sempre que precisei recorrer aos seus conhecimentos.

À Stela Raidan, estagiária da engenharia, pela atenção e boa vontade na confecção das imagens e dos resultados gráficos deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Paulo Isaías Seraidarian pela amizade, pelos conselhos, pela confiança demonstrada, em minha pessoa, e por tudo que tem me ensinado desde a época de minha especialização.

Ao Prof. Dr. Marcos Dias Lanza pela oportunidade de poder aprender durante todo o momento que estive ao seu lado e pela cobrança sempre em busca do melhor.

Às minhas colegas de mestrado, Andréa, Betânia e Fernanda, pelo carinho, pela confiança, pela boa vontade de sempre poder ajudar. Cada uma com suas

peculiaridades, mas com o coração sempre aberto e com um sorriso no rosto! Vocês são especiais!

Aos meus colegas de mestrado, Fred, Gustavo e Daniel, pela intensa convivência, pelos ensinamentos, pelos conselhos, pela confiança e, principalmente, pela amizade sincera.

A todos os professores do mestrado que participaram diretamente na minha formação acadêmica.

Às secretárias do mestrado, Angélica e Silvania, pela cordialidade, atenção e prestatividade.

A todos os funcionários e atendentes pela simpatia e boa vontade, sempre nos atendendo com alegria.

A todos que torceram por esta conquista! Obrigado pela força!

RESUMO

Este trabalho tem como finalidade estudar a influência do aumento da área de contato oclusal em modelo de elementos finitos de um molar inferior e osso alveolar. Por meio destes modelamentos matemáticos tridimensionais, auxiliados por um *software* específico, proporcionou-se uma carga oclusal axial, sobre o referido molar, apresentando as representações gráficas necessárias referentes ao estudo proposto. Um outro tipo de *software* nos forneceu os valores numéricos, indispensáveis na criação das representações gráficas. A força exercida sobre os dentes foi estabelecida em 100 N de carga, em cada ponto de contato, aplicada na superfície oclusal do dente. A localização destes contatos foi pré-estabelecida, de acordo com um padrão oclusal considerado ideal, previamente definido para o referido estudo. Em cada modelo de elementos finitos os pontos de contatos aplicados sobre o dente tiveram seus diâmetros aumentados, de forma gradativa, variando entre 0,5mm, 1,0mm e 1,5mm de diâmetro, recebendo, com isto, a denominação de MEF-1, MEF-2 e MEF-3, respectivamente. Após análise dos modelos, comparando os valores encontrados do MEF-1 para o MEF-3, obteve-se como resultados a diminuição de 33,8% do nível de tensão no ponto de contato oclusal, a diminuição de 20,7% do nível de tensão na junção do osso alveolar com o dente e o aumento de 44,1% do nível de tensão na região cervical do dente, próximo ao limite amelo-cementário. Considerando que a carga que chega nesta região não mudará quando da variação do tamanho da superfície de contato, desde que o esforço incidente não varie com o tempo, concluiu-se que o aumento do diâmetro dos contatos oclusais provoca menos tensão na região do rebordo alveolar, diminuindo a chance de reabsorção, aumenta a probabilidade de provocar lesão cervical não-cariosa e, os níveis de tensão localizados no ponto de incidência das forças tendem a diminuir, minimizando a possibilidade de fratura do dente.

Descritores: oclusão dentária; contatos oclusais; ajuste oclusal; análise de elemento finito.

ABSTRACT

This work has as purpose to study the influence of the increase in the occlusal contact area in of finite element model of a lower molar and alveolar bone. By meanings of these three-dimensional mathematical models, assisted for a specific software, an axial occlusal load was provided, on the molar related one, presenting the graphical needed representations once considered in this study. Another software supplied the numerical, indispensable values to them in the creation of the graphical representations. The force exerted on teeth was established in 100 load N, in each contact point, applied in the occlusal tooth surface. The localization of these contacts was preset, in accordance with an ideal considered occlusal standard, previously defined for the related study. In each finite element model the contacts points applied on the tooth had had its diameters increased, of gradual form, varying between 0,5mm, 1,0mm and 1,5mm of diameter, receiving, with this, the denomination of MEF-1, MEF-2 and MEF-3, respectively. After analysis of the models, comparing the joined values of the MEF-1 for the MEF-3, we got as resulted the reduction of 33,8% of the tension level in the occlusal point contact, the reduction of 20,7% of the tension level in the interface bone alveolar-tooth and the increase of 44,1% of the tension level in the tooth cervical region, next to the enamel-cement limit. Considering the load that arrives in this region will not move when the size variation occlusal point surface, since that the incident effort does not vary with the time, It can be concluded that the increase of the diameter of the occlusal contacts causes little tension in the region of the alveolar edge, decreasing the reabsortion possibility, increases the probability to cause cervical injury noncariosus and the located tension levels in the incidence point of the forces tends decreases, minimizing the breaking possibility of the tooth.

Describers: dental occlusion; occlusal contacts; occlusal adjustment; finite element analysis

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1: Direção das cargas oclusais

FIGURA 2: Malha do MEF-1

FIGURA 3: Malha do MEF-2

FIGURA 4: Malha do MEF-3

FIGURA 5: Sentido de deslocamento vertical

FIGURA 6: Localização dos contatos oclusais

FIGURA 7: Visão coronal dos pontos de contato

FIGURA 8: Visão lateral das tensões no dente

FIGURA 9: Visão coronal das tensões sobre o rebordo alveolar

FIGURA 10: Ponto de contato oclusal selecionado

FIGURA 11: Gráfico de valores (MPa) no pontos de contato

FIGURA 12: Ponto de tensão lateral selecionado

FIGURA 13: Gráfico de valores (MPa) no ponto de tensão lateral

FIGURA 14: Ponto de tensão selecionado sobre o rebordo ósseo

FIGURA 15: Gráfico de valores (MPa) sobre o rebordo alveolar

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Propriedades da estruturas dentárias e do peridodonto de sustentação.

TABELA 2 - Propriedades da estruturas dentárias, do peridodonto de sustentação e ligas metálicas.

LISTA DE SIGLAS

MEF – Modelos de elementos finitos

MIH – Máxima intercuspidação habitual

mm – Milímetro

μm – Micrometro

MPa – Megapascal

N – Newton

LISTA DE ARTIGO

Ao término desta pesquisa, foi possível elaborar a seguinte proposta de artigo, que será encaminhada para publicação no *The Journal of Oral Rehabilitation*:

l) Influência do aumento da área de contato oclusal sobre modelo de elementos finitos de dente natural e osso alveolar.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
2	OBJETIVOS	15
3	REVISÃO DA LITERATURA	16
3.1	Conceitos de biomecânica e do método dos elementos Finitos	16
3.2	Princípios de uma oclusão ideal e estável	19
3.3	Relação do método dos elementos finitos com a oclusão dentária	30
4	MATERIAL E MÉTODOS	39
5	REFERÊNCIAS	42
6	ANEXO: ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO	47

INTRODUÇÃO

A exigência de uma dentição perfeita, tanto no quesito estético quanto no funcional, vem aumentando a cada dia. As pessoas não estão satisfeitas em ter apenas um sorriso bonito, mas também em poder mastigar bem, com conforto e segurança. Sendo assim, o estudo da oclusão precisa, a cada dia, ser aprimorado, visando um equilíbrio oclusal que forneça conforto fisiológico e funcional aos pacientes, mais especificamente aos seus dentes e estruturas de suporte periodontal, independente do tipo de dentição existente (natural ou artificial). Apesar de existir há anos, o estudo da oclusão e de toda complexidade na sua avaliação, entendimento, diagnóstico e tratamento, inúmeras são as controvérsias e as filosofias existentes relacionadas a este assunto, principalmente no que diz respeito aos tipos de contatos oclusais ideais para cada indivíduo.

Conforme RAMFJORD e ASH (1983), a estabilidade da posição dos dentes humanos depende de inúmeros fatores, principalmente das interações resultantes dos contatos oclusais, tanto nas funções normais, pertinentes ao sistema estomatognático, quanto nos hábitos parafuncionais, como bruxismo.

Para identificar o melhor esquema oclusal para um indivíduo que apresente todos os dentes naturais e que tenha terminado um tratamento ortodôntico ou um tratamento restaurador, precisamos compreender o funcionamento da oclusão fisiológica e sua ação sobre os dentes e tecidos de suporte, em um indivíduo saudável. De acordo com McNeill (2000), a oclusão fisiológica propicia um equilíbrio funcional sobre todos os tecidos do sistema estomatognático, sendo encontrada em pacientes saudáveis e com bem-estar, que não precisem de tratamento clínico e que, as tensões geradas sobre os tecidos dentários e de suporte estejam em equilíbrio com a capacidade adaptativa destes tecidos, bem como com os processos biológicos e ambientais locais.

A literatura é unânime ao afirmar que uma oclusão ideal apresenta, como principais características, simultaneidade de contatos bilaterais, com mesma intensidade de força e direção. Em contrapartida, a presença de interferências oclusais, capazes de desestabilizar todo um sistema em equilíbrio, são aspectos bastantes relevantes segundo Alonso *et. al.* (1999).

Diversos métodos e modelos de estudo, como modelos físicos (GYSI,1921 *apud* McNeill, 2000) mandíbula de madeira e crânio humano seco (HATCHER *et. al.*, 1986), modelos de resina fotoelástica e extensômetros (*strain gauges*) (SAKAGUSHI *et. al.*, 1991) e, a partir da década de 60, os modelos matemáticos bi ou tridimensionais de elementos finitos (KORIOTH *et. al.*, 1992) têm sido empregados, com grande eficiência e precisão, para o estudo da dinâmica oclusal e de todo o sistema estomatognático, visando uma melhor compreensão de sua biomecânica.

Lotti *et al.* (2006) descreveu que o MEF é utilizado há algum tempo, com resultados precisos, em experimentos envolvendo o efeito das cargas aplicadas aos dentes e estruturas afins, relacionadas à odontologia, apesar de existirem outras metodologias, menos precisas e limitadas, para o referido estudo como modelos fotoelásticos e o estudo com *laser* holográfico, modelos matemáticos analíticos, análises experimentais em humanos e/ou animais.

A literatura mostra-se escassa quando procuramos trabalhos relacionando intensidade dos contatos oclusais com o tamanho da área de contato oclusal, tanto em dentes naturais quanto nos diversos tipos de próteses dentárias existentes e indicadas para cada caso. No entanto, são necessários mais estudos sobre o referido assunto, para que haja uma melhor entendimento das alterações que esta relação poderia provocar nas estruturas afins do sistema estomatognático

Sendo assim, baseado nos conceitos atuais de oclusão e, com a finalidade de buscar uma melhor compreensão de um esquema oclusal ideal, avaliaremos, através de modelos tridimensionais de elementos finitos, a influência do aumento da área de contato oclusal sobre dente e osso alveolar.

OBJETIVOS DO ESTUDO

Objetivo Geral:

- Avaliar, por meio de modelos de elementos finitos, a influência de diferentes áreas de contatos oclusais sobre um dente natural e osso alveolar.

Objetivo específico:

- Avaliar, por meio de modelos de elementos finitos, a influência de diferentes áreas de contatos oclusais sobre desenhos tridimensionais de dente natural e osso alveolar

2 REVISÃO DA LITERATURA

Esta etapa apresentará uma revisão da literatura baseada nos princípios, conceitos e terminologias utilizados no estudo da biomecânica, do método dos elementos finitos, dos princípios de uma oclusão equilibrada e na relação entre MEF e oclusão, tendo fundamental importância para a compreensão deste estudo.

Sendo assim, achou-se conveniente dividir esta fase do trabalho em 3 partes: Conceitos de Elementos Finitos e de Biomecânica, Princípios de uma oclusão ideal e estável, Relação do MEF com a oclusão dentária.

2.1 Conceitos de Biomecânica e do Método dos Elementos Finitos

O primeiro autor a publicar um artigo clássico, considerado como marco histórico no estudo do MEF foi Turner *et al.*, em 1956 (*apud* LOTTI *et al.*, 2006) , sobre análise de resistência e deflexão de estruturas complexas, em um projeto de aeronaves para a Boeing, lançando os resultados obtidos em uma forma específica de matriz. Estes resultados foram preponderantes no desenvolvimento do MEF nos anos seguintes.

A partir dos anos 60, o MEF passou a ser reconhecido como um método correto e confiável, tornando-se respeitado na comunidade acadêmica, passando a ser usado em diversos setores da engenharia, medicina, odontologia e áreas afins (LOTTI *et al.*, 2006). Estes mesmos autores também descreveram, resumidamente, a criação de um MEF passando, inicialmente, pela definição do objeto a ser pesquisado, podendo ser qualquer estrutura dento-maxilo-facial. Após esta seleção, o objeto será desenhado graficamente em um programa de computador específico. A partir desta fase, a estrutura criada será transformada em pequenos elementos, denominados elementos finitos, por meio de um programa computacional específico. Estes elementos representam as coordenadas no espaço, assumindo diversos formatos, onde os tetraédricos e hexaédricos são considerados os mais comuns. Quanto maior o número de elementos, mais preciso será o modelo. Nas extremidades de cada elemento finito encontram-se os pontos, denominados nós,

que conectam os elementos entre si, formando uma malha organizada em camadas bi ou tridimensionais. Por meio destes nós as informações são passadas entre os elementos, pois cada um deles possui um número definido de graus de liberdade, caracterizando a forma como eles se deslocarão no espaço. Três dimensões espaciais podem ser observadas (X, Y e Z) em modelos tridimensionais e duas dimensões (X e Y) em modelos bidimensionais, sendo que a direção e o sentido das coordenadas serão definidos pelo pesquisador. Também afirmaram que os modelos tridimensionais possuem vantagens sobre os bidimensionais, pois somente os primeiros seriam possíveis analisar corretamente as estruturas dento-maxilo-faciais.

Em 1993, Reddy descreveu que qualquer fenômeno da natureza, seja biológico, geológico ou mecânico, pode ser transcrito em termos de equações algébricas, diferenciais ou integrais, baseadas nas leis da física. Sendo assim, todas as estruturas biológicas, naturais ou artificiais, como os dentes e ossos ou próteses odontológicas, apresentam reações mecânicas quando em funcionamento normal ou parafuncional, podendo, no entanto, estudar os efeitos biomecânicos sobre as estruturas que geram ou recebem determinadas forças.

O sistema estomatognático, por apresentar estruturas anatômicas especializadas e capazes de gerar tensões, deformações e deslocamentos em si mesmos e em outras estruturas, pode ser caracterizado como um sistema mecânico, de natureza biomecânica. Entretanto, para o estudo individualizado ou em conjunto de algum órgão deste sistema seria necessária a utilização de propriedades mecânicas específicas sobre estas estruturas, bem como definir as forças que sobre elas atuam (SIMON, 2000).

Anusavice, em 2005, conceituou alguns termos básicos relacionados à biomecânica, de relevante interesse para a compreensão deste estudo, da seguinte forma:

- *Equilíbrio dinâmico*: é a resultante de diversas forças opostas, de mesma intensidade, que se anulam, tendo a capacidade de gerar *tensão*.
- *Tensão*: é o termo usado para relacionar uma quantidade de força por unidade de área, sendo expressa na seguinte fórmula: $T = \text{Força} / \text{Área}$.
- *Deformação*: é o termo utilizado para descrever a deformação física de um objeto submetido a uma determinada tensão, ou seja, sempre que uma tensão estiver presente, haverá uma deformação. Também pode ser descrito como a diferença entre a alteração do comprimento final e o comprimento original.

- *Deformação elástica*: é a deformação física de um objeto que apresenta a capacidade de recuperar sua forma original, quando se remove uma força ou pressão externa aplicada.
- *Deformação plástica*: é a deformação física permanente de um objeto, que não é recuperada quando se remove uma força externa aplicada.
- *Resistência*: é a capacidade que um material possui de suportar tensões, apresentando certa quantidade de deformação plástica, podendo chegar à fratura.
- *Pressão*: força na unidade de área que age na superfície externa de um material.
- *Tensão de tração*: é provocada por uma carga que tende a esticar ou alongar um corpo. Está sempre acompanhada por uma deformação de tração. Podem ser geradas quando as estruturas são flexionadas.
- *Tensão de compressão*: é o resultado da aplicação de força em um material, resultando em uma redução em seu volume, além de produzir *stress* e tensão.
- *Tensão de Cisalhamento*: é um tipo de tensão gerado por forças aplicadas em sentidos opostos, porém em direções semelhantes no material analisado. Exemplo: a aplicação de forças perpendiculares, mas em sentidos opostos.

Lotti *et al.*, em 2006, conceituaram os materiais de acordo com suas propriedades mecânicas, conforme descrito a seguir:

- *Materiais isotrópicos*: suas propriedades mecânicas são as mesmas em todas as direções em um mesmo ponto do elemento estrutural
- *Materiais ortotrópicos*: suas propriedades mecânicas são as mesmas em duas direções e diferentes em uma terceira
- *Materiais anisotrópicos*: as propriedades mecânicas diferem em todas as direções

Outros conceitos importantes, de acordo com Callister, em 2002, referiam-se ao *Módulo de Elasticidade de Young (E)* e *Coefficiente de Poisson*, sendo definidos da seguinte forma:

- *Módulo de Elasticidade de Young*: descreve a rigidez relativa de um material homogêneo ou isotrópico, como aço e alumínio, apresentando um diagrama de tensão/deformação característico. Em materiais anisotrópicos, como esmalte, dentina e osso, o referido módulo pode variar de acordo com a localização e a direção da força.
- *Coefficiente de Poisson*: é uma propriedade da que se refere à relação de tensão de tração e compressão axial, estando relacionada com a natureza e a simetria das forças de união interatômicas.

2.2 Princípios de uma oclusão ideal e estável

A primeira descrição da relação oclusal dos dentes foi feita por Edward Angle, em 1899 (*apud* OKESON, 2000). Com o passar do tempo, Sears (1922, *apud* OKESON, 2000) descreveu o primeiro conceito significativo sobre oclusão funcional ideal, denominando-a de *oclusão balanceada bilateral*, onde haveria contatos de balanceio bilateral durante todos os movimentos de lateralidade e protrusão, sendo desenvolvido com o principal objetivo de promover maior estabilidade nas próteses totais.

Um dos primeiros autores a estudar a relação da biomecânica com os dentes naturais e estruturas periodontais foi Roy, em 1930. Neste período, foi descrito que os elementos dentais remanescentes, que apresentavam comprometimento periodontal, deveriam se imobilizados, por meio de uma esplintagem fixa sobre os dentes remanescentes abalados e hígidos, nos diferentes grupos de dentes, com a finalidade de impedir a mobilidade dos dentes periodontalmente abalados. No entanto, um arco dentário deveria ser dividido em cinco planos de movimentos, onde cada plano representaria a direção de movimento vestibulo-lingual que cada grupo de dente seria capaz de realizar, sendo: um plano incisal, dois planos laterais, com os caninos direito e esquerdo e, dois planos posteriores, com os pré-molares e molares direito e esquerdo. Estes planos apresentariam uma diferença na angulação no sentido da direção das forças, de acordo com a região a que pertence, ou seja, os planos posteriores formariam um ângulo reto com o plano incisal e o plano lateral estaria a 45 graus do plano incisal e do plano posterior. O autor conclui que o sucesso de um tratamento periodontal, com esplintagem dos dentes e, conseqüente neutralização dos cinco planos de direção, seria assegurada pela adequada união dos dentes remanescentes.

Com a evolução dos estudos oclusais e a partir do momento que os profissionais passaram a realizar reabilitações extensas e complexas, por meio de próteses fixas sobre dentes naturais, iniciaram-se as controvérsias a respeito da conveniência da *oclusão balanceada bilateral* na dentição natural, criando-se, com isto, um novo conceito denominado de *oclusão balanceada unilateral*. Esta nova teoria sugeria que contatos de trabalho (laterotrusivos) e os contatos protrusivos

deveriam ocorrer somente nos dentes anteriores. (SCHUYLER, 1947; STALLARD; STUART, 1963 *apud* OKESON, 2000).

A pesquisa feita por Hood *et al.*, em 1975, nos mostrou que a variação do sentido de uma força axial de zero para 30 graus, em um molar inclinado e isolado no arco, promoveria um aumento considerável, de quatro vezes, na força suportada pelo osso alveolar, no lado para o qual o dente se inclinasse, resultando em uma possível mobilidade, bem como uma perda óssea adjacente à pressão recebida.

A terapia proposta para pacientes que apresentam instabilidade oclusal e, conseqüentemente, mobilidade dentária dever-se-ia acontecer, após extração de um ou mais dentes que apresentassem perda óssea acentuada e prognóstico insatisfatório, seguindo os princípios do polígono de Roy (1930). Sendo assim, com os dentes esplintados em dois ou mais planos, por meio de uma contenção em curva, associado a um equilíbrio oclusal satisfatório, todos os dentes envolvidos neste processo apresentariam menor mobilidade. Isto faria com que a curva dos planos múltiplos, sobre os diferentes grupos de dentes, proporcionasse uma melhor estabilização (LINDHE, 1977).

Dawson (1980) afirmou não existir, para todas as pessoas, força oclusal ótima, pois os problemas relacionados à oclusão debilitada resolver-se-iam através da estabilidade dos contatos oclusais, de forma a equilibrar direção e distribuição de forças, já que os dentes podem suportar forças de maior magnitude quando elas são dirigidas aos seus longos eixos.

Em 1983, Ramfjord e Ash afirmaram que uma “occlusão ótima” refere-se tanto a um ideal estético quanto a um ideal funcional, associado à estabilidade funcional. Para eles, a oclusão ideal indica uma relação completamente harmônica do sistema mastigatório, para a mastigação, bem como para a deglutição e a fala.

A perda de um ou mais órgãos dentários geram áreas edêntulas, maiores ou menores, retilíneas ou em curva, capazes de provocar mudanças no sistema de alavancas mandibular, de classe III para classe I ou II, acarretando, com isso, um colapso oclusal posterior. Estas alterações, oriundas da perda dos dentes, seriam responsáveis pelo desenvolvimento de patologias oclusais, reversíveis ou irreversíveis, como descritas a seguir: migração proximal dos dentes adjacentes à área edêntula, extrusão dos dentes antagônicos, perda ou diminuição dos contatos proximais, impactação alimentar, instabilidade oclusal, dimensão vertical de oclusão alterada para mais ou para menos, interferência no arco de fechamento cêntrico, na

posição de relação cêntrica, abertura de diastemas nos dentes anteriores e a formação de facetas de desgastes não-fisiológicas (JANSON *et al.*, 1984).

Os contatos interoclusais, entre os dentes posteriores opostos, deveriam proporcionar estabilidade médio-distal e vestibulo-lingual aos dentes e à mandíbula. Diante disto, os contatos de parada de fechamento (“*stoppers*”) e os “equalizadores”, quando opostos e de mesma intensidade, seriam responsáveis pela estabilidade médio-distal. A estabilidade vestibulo-lingual também seria conseguida quando os contatos A, B, e C apresentassem intensidades iguais e sentidos opostos (McHARRIS, 1985).

A palavra oclusão foi definida no *Dorland's Illustrated Medical Dictionary* (1988, apud OKESON 2000) como “a ação de fechar ou o estado de estar fechado”. Em odontologia a palavra oclusão foi definida como “a relação dos dentes mandibulares e maxilares quando estão em contatos funcionais, durante a atividade mandibular”.

Cerveira Netto e Zanatta (1998) relataram que o contato oclusal com fricção entre duas superfícies dentárias, seja estas naturais ou artificiais (restaurações e próteses), resultará em modificação do seu contorno por desgaste. A quantidade deste desgaste, que receberá o nome de “faceta de desgaste”, dependerá do valor da carga aplicada, da densidade do material, da frequência e do tempo de permanência do contato. Estas facetas, quando evidentes em uma oclusão equilibrada, associada há sistema mastigatório equilibrado, são consideradas fisiológicas. Em contrapartida, quando uma faceta de desgaste encontra-se associada há uma desarmonia oclusal e de todo o sistema mastigatório, ocorrerá uma adaptação da estrutura mineral do dente por desgaste excessivo ou fratura, alterações pulpares, remodelação dos tecidos adjacentes ao(s) dente(s), variação na posição dental e/ou da mandíbula, sendo denominada, nestes casos, de interferência oclusal.

Conforme Rosenstiel *et al.* (2002), uma oclusão ótima ou ideal deveria apresentar-se de tal maneira que houvesse a distribuição das cargas exercidas sobre a dentição por meio de contatos uniformes e estáveis, de todos os dentes posteriores e com as resultantes das forças direcionadas verticalmente. Completando o conceito de oclusão ideal, presume-se que deva existir a presença total de dentes, que os tecidos de suportes estejam sadio, que não haja mordida cruzada e que a oclusão seja classe I de Angle.

A estabilidade oclusal, pós-tratamento ortodôntico, seria de fundamental importância para o sucesso deste tratamento, conforme relatos de Nanda e Zernik, em 1993. Para isto, segundo estes autores, os profissionais da ortodontia, juntamente com profissionais de outras áreas da odontologia, que atenda paciente pós-tratamento ortodôntico, deveriam ser capazes de diagnosticar a instabilidade oclusal provocada pela mudança de posicionamento dos dentes, durante todo o período de tratamento e, principalmente, após a remoção do aparelho. A instabilidade oclusal, caso não seja eliminada por meio de ajustes oclusais por desgaste ou acréscimo seletivo, ajustes dos guias anterior e canino ou, até mesmo, com pequenos movimentos ortodônticos, seria capaz de gerar pequenas recidivas sob a forma de rotação dos pré-molares, abertura de diastemas e apinhamento dos dentes incisivos ou, até mesmo, recidivas mais expressivas como abertura dos espaços nas regiões de extração dentária, mordida cruzada anterior, posterior e profunda.

Através da revisão de literatura, proposta por Becker e Kaizer (1993), no que diz respeito à evolução dos conceitos e princípios oclusais, bem como dos instrumentos oclusais, uma nova filosofia de oclusão ideal foi apresentada, sendo esta, compatível com quase todos os conceitos oclusais usados nos dias atuais. As metas da oclusão biológica, estabelecidas pelos autores, preconizavam as seguintes teorias: não deveria haver interferência entre oclusão cêntrica e relação cêntrica, como também, ausência de contatos no lado de balanceio; o esquema oclusal cúspide-fossa deveria ser indicado, por ser, potencialmente, mais estável; deveria haver, pelo menos, um contato oclusal por dente, para evitar mudança de posicionamento e interferências oclusais; durante os movimentos de lateralidade, a desocclusão, no lado de trabalho, deveria ocorrer através das cúspides altas dos caninos, ou através da função de grupo entre os dentes posteriores; durante o movimento de protrusão mandibular os dentes anteriores se tocariam, mas os dentes posteriores não; mordida cruzada, principalmente, no lado de trabalho, poderia provocar interferência oclusal em lateralidade, devendo ser evitada; eliminação de todos os possíveis frêmitos.

Lundgren e Laurell (1994) concluíram que para se conseguir um padrão oclusal estável, em próteses dento-implanto-suportadas, a magnitude, direção e intensidade das forças laterais seriam relevantes para um prognóstico protético favorável e, conseqüentemente, para o sucesso do tratamento. Para isto, seriam

necessárias a observação da existência de estabilidade oclusal bilateral em oclusão cêntrica, ausência de interferências em relação cêntrica, morfologia oclusal orientando as forças no sentido axial, guias anteriores e caninos efetivas.

Durante o fechamento cêntrico mandibular, vetores de força verticais deveriam apresentar-se no sentido do longo eixo dos dentes, conforme escrito por Wiskott e Belser, 1995. Eles relataram, ainda, que vetores de forças laterais estariam presentes tanto na mastigação fisiológica quanto na parafunção. Os efeitos deletérios, provocados pela ação das forças parafuncionais, dependeriam da magnitude, direção e características genéticas das estruturas de suporte. Entretanto, para se conseguir estabilidade oclusal seria necessário uma intercuspidação equilibrada, cujos contatos oclusais fossem do tipo cúspide-fossa, associado aos contatos proximais, que teriam a função de estabilizar o dente no sentido méso-distal.

McDevitt e Warreth (1997) descreveram a máxima intercuspidação habitual como a posição de referência oclusal, mais fácil de identificar e a mais comum, usada na clínica odontológica. Ao avaliarem esta relação oclusal, em pacientes com dentição normal (24 dentes) e função mastigatória satisfatória, observaram assimetria na distribuição dos contatos oclusais, nos lados direito e esquerdo, bem como diferenças nos números, distribuição e natureza dos contatos, além de apresentarem um pequeno número de contatos posteriores. As cúspides de suporte vestibular, nos dentes inferiores, e a linha central (sulco/fossa), nos dentes superiores, são consideradas pelos autores, como a parte mais importante da mesa oclusal, do ponto de vista dos contatos oclusais. Contatos mecanicamente instáveis não produzem efeitos clínicos perceptíveis e seqüelas desfavoráveis na dentição. Devido ao grande número de contatos instáveis, intervenções envolvendo as superfícies oclusais deveriam manter, ou melhorar, o número de cada contato oclusal.

Facetas oclusais são consideradas, segundo Hibi e Ai (1997), como um registro individual dos contatos oclusais, resultantes dos vários movimentos mandibulares. Sua formação faz parte de um processo natural e inevitável para o equilíbrio oclusal. Por meio do estudo das facetas pode-se fazer uma avaliação funcional do sistema estomatognático e das condições periodontais e de hábitos parafuncionais.

A atividade muscular, medida por um aparelho de eletromiografia, durante a função de apertamento, revelou que a força de mordida e a área de contato oclusal aumentariam à medida que a intensidade do apertamento também fosse aumentada. Em contrapartida, a média da pressão da mordida calculada pela divisão da força de apertamento pela área de contato oclusal permaneceu inalterada. Sendo assim, os mentores deste trabalho concluíram que à medida que a intensidade da força de apertamento aumentasse, a força de mordida se ajustaria em uma posição mais harmônica e balanceada, prevenindo sobrecargas e, conseqüentemente, danos aos dentes e às articulações têmporo-mandibulares (HIDAKA *et. al*, 1999).

No artigo descrito por Kumagai *et. al*, em 1999, eles observaram que o número de contatos oclusais entre os dentes, a força oclusal e a área de contato oclusal aumentaram, linearmente, com o aumento da força de apertamento. Também verificamos que a distribuição das forças oclusais foi maior na região dos molares, seguidos dos pré-molares e dos dentes anteriores. Sendo assim, os autores concluíram que a proporção da força oclusal aumentou na região dos molares à medida que a força de apertamento aumentou. Ao contrário, a proporção destas forças oclusais diminuiu nos pré-molares e dentes anteriores à medida que se aumentou a força de apertamento. Os autores perceberam, também, que a área de contato oclusal aumentou, significativamente, com o aumento da força de apertamento na região dos molares. Nas regiões dos pré-molares e dentes anteriores este aumento da área de contato oclusal também ocorreu, mas em proporções bem menores.

Serio e Hawley, em 1999, concluíram que o desenvolvimento da hipermobilidade dentária não seria conseqüência, apenas, da magnitude da força, e sim, de uma associação de fatores como velocidade, direção, freqüência desta força e instabilidade oclusal, apesar dos dentes e estruturas de suporte periodontal estarem propícios a receberem cargas superiores a 50Kg, durante a mastigação. A mobilidade dentária, gerada pelo trauma oclusal, produziria um alargamento do espaço do ligamento periodontal, tendo como resultado final a perda acentuada da inserção do dente com o osso alveolar, nos casos de periodontites. Sendo assim, como medida preventiva para doenças periodontais não estariam indicados os ajustes oclusais, visando o equilíbrio e estabilidade oclusal.

A estabilidade do sistema estomatognático, segundo Alonso (1999), seria possível com a existência de contatos oclusais bilaterais, simultâneos e estáveis, além de uma desocclusão eficaz dos dentes posteriores. Em uma oclusão fisiológica os dentes posteriores entram em contato com seu antagonista por meio de áreas puntiformes, produto da relação entre duas áreas convexas. A atrição entre estas duas áreas cuspídeas, mesmo em uma oclusão ideal e fisiológica, seria capaz de gerar facetas de desgastes oclusais, transformando as superfícies curvas em planas. A área de contato oclusal, para toda a boca, seria de aproximadamente 3 a 4 mm². Com o aparecimento destas facetas a área de contato oclusal aumentaria consideravelmente, podendo, somente uma faceta, atingir entre 2 a 4 mm² em média. Em alguns casos, como nas parafunções, estas áreas poderiam ser muito extensas, atingindo toda a superfície oclusal

Conforme descrito por McNEILL, em 2000, a distribuição simétrica dos contatos cêntricos na posição de intercuspidação é desejável para estabelecer estabilidade máxima e distribuição ideal das forças de fechamento. O número médio de contatos oclusais posterior nas cúspides cêntricas é, em média, cerca de sete contatos bilaterais, com os molares recebendo mais cargas do que os pré-molares, que recebem mais cargas do que os caninos. O número de contatos pode aumentar com a oclusão forçada, variando, juntamente com sua localização, devido às alterações na atividade muscular mastigatória, resultante de tensão física e emocional. A localização das cúspides de suporte cêntrico, ou de trabalho, foi descrita como contato cúspide-fossa ou cúspide-crista marginal, sendo a maioria de natureza cúspide-crista. A relação cúspide-fossa apresenta uma maior estabilidade entre os dentes, devido à relação do tipo gral e pistilo, que engloba a forma tripoidal de contatos cêntricos ao redor da ponta de cada cúspide.

GURDSAPSRI *et. al.* (2000) avaliaram a influência do nível de apertamento sobre a área de contato oclusal, em diferentes regiões da arcada dentária e perceberam que a área de contato oclusal aumentou com o aumento do nível de apertamento, não ocorrendo o mesmo com os dentes anteriores. Concluíram, também, que os dentes posteriores apresentam maior área de contato oclusal independente do nível de apertamento. O estudo não apresentou diferença significativa na distribuição da área de contato entre os molares e pré-molares do lado direito e esquerdo. Os autores sugeriram que o contato padrão, em máxima intercuspidação, deveria ser avaliado em relação ao nível de força.

De acordo com Okeson (2000), quando duas arcadas estão em contato, como no fechamento mandibular, o relacionamento oclusal dos dentes é estabelecido de maneira precisa e exata. A relação oclusal normal dos dentes posteriores sugere que cúspide méso-vestibular do primeiro molar inferiores oclua na área da ameia entre o segundo pré-molar e o primeiro molar superiores, que a cúspide méso-vestibular do primeiro molar superior seja alinhada diretamente sobre o sulco vestibular do primeiro molar inferior e que a cúspide méso-lingual do primeiro molar superior esteja localizada na área da fossa central do primeiro molar inferior. Nesta relação oclusal cada dente inferior oclui como o seu antagonista e com o dente mesial adjacente. Os contatos entre molares ocorrem tanto entre ponta de cúspides e fossas quanto entre pontas de cúspides e cristas marginais. Em algumas situações algumas cúspides cêntricas ocluem nas ameias entre os dentes opostos, gerando dois contatos circundando a ponta da cúspide e dois contatos na crista marginal ou um contato na ponta da cúspide contra um contato na crista marginal.

Em seu estudo realizado em cem pacientes, na sua clínica privada, por meio de consultas de rotina ou de emergência, com todos os casos sendo documentados, fotografados e radiografados, Simon (2000) comprovou que as patologias oclusais, induzidas biomecanicamente, afetariam grande parcela da população e que, mais dentes seriam perdidos atualmente, por traumas oclusais, do que por cárie dentária. Isto aconteceria pela dificuldade de se estabelecer um padrão de posicionamento articular harmônico e estável do conjunto cêndilo-disco, juntamente com a musculatura envolvida neste processo e, principalmente, com as superfícies de mordida dos dentes. Neste estudo, em todos os pacientes puderam-se observar alguns dos sinais provocados pela ação biomecânica excessiva de forças sobre os dentes como facetas de desgaste, fraturas, sensibilidade cervical, abfrações, recessão gengival, reabsorção óssea, mobilidade dentária e perda do dente.

Ao avaliarem o efeito do ciclo mastigatório sobre as facetas de desgastes oclusais, Kim *et al.* (2001) concluíram que a mastigação é um dos fatores etiológicos relativos ao desgaste oclusal. Com o decorrer do tempo, a área de superfície das facetas oclusais aumenta seu diâmetro com o desenvolvimento da abrasão e, se por acaso, em um tratamento protético houver a necessidade de um tratamento restaurador ou correção oclusal, as superfícies oclusais não deverão apresentar um formato convexo, para não diminuir a área de contato oclusal. Eles concluíram ainda que indivíduos com um ciclo mastigatório mais vertical, semelhante à mordida de um

animal carnívoro, apresentam facetas de desgastes menores do que indivíduos com um ciclo mastigatório menos vertical e mais lateral, semelhante à um animal herbívoro.

Em seu artigo, revisando a literatura, sobre oclusão funcional, Clark e Evans (2001) relataram que existe uma considerável confusão na literatura sobre oclusão, devido ao excessivo número de definições e interpretações. Eles definem oclusão como cada contato estático entre um ou mais dentes superior com um ou mais dentes inferiores. Oclusão funcional é definido como sendo os contatos oclusais dos dentes mandibulares e maxilares, durante a função mastigatória, a fala e deglutição. O critério que define uma oclusão funcional ideal não tem sido estabelecido conclusivamente. Sendo assim, eles concluíram que para haver uma oclusão funcional ideal seriam necessários contatos bilaterais posteriores em uma posição de contato mais retruída, devendo esta posição coincidir com a posição de máxima intercuspidação habitual ou existir uma discrepância entre estas posições de no máximo 1,0mm. Nos movimentos de desocclusão lateral deveriam existir guia canino ou função de grupo e não poderia existir contato oclusal no lado de balanceio durante movimentos laterais.

Seraidarian *et al.* (2001) afirmaram que forças envolvidas na parafunção apresentariam uma sobrecarga em relação às cargas fisiológicas normais, levando a danos irreversíveis na dentição e ao sistema estomatognático, como hipertrofia e dolorimento muscular, desgastes nas bordas incisais, facetas de desgaste polidas, presença de linha alba na mucosa jugal, edentações no bordo lateral da língua. A tensão induzida pelo contato dental noturno poderia exceder a amplitude da força máxima de apertamento voluntário, durante o dia.

O aumento exacerbado de forças oclusais, além do limite fisiológico, seria capaz de gerar danos irreversíveis ao sistema estomatognático, como a perda dos dentes, ou evidenciar uma lesão periodontal preexistente, conforme relato de Davies *et al.*, em 2001. Segundo estes autores, a mobilidade dentária seria percebida pelo paciente em virtude do desconforto ao alimentar-se ou pelo *fremitus*. Poderia observar-se, radiograficamente, um espessamento no espaço do ligamento periodontal, com descontinuidade da lâmina dura e radiolucidez do osso alveolar. No entanto, não seria plausível afirmar que o trauma oclusal fosse um fator etiológico da periodontite. Caso fosse diagnosticado doença periodontal associada ao trauma oclusal, os autores sugeriram iniciar o tratamento pela terapia periodontal e, em

seguida o equilíbrio oclusal, com o intuito de promover forças oclusais dentro da capacidade adaptativa do periodonto afetado. Após estes dois procedimentos prosseguir-se-ia o tratamento com a esplintagem dos dentes envolvidos aos dentes saudáveis.

Rosenstiel *et al.* (2002) confirmaram a importância de se avaliar, previamente, o potencial de suporte dos dentes com mobilidade, que estejam sob uma sobrecarga oclusal, associado à perda de suporte ósseo e necessitem de tratamento restaurador. Inicialmente, dever-se-ia eliminar o hábito funcional antes de qualquer tratamento restaurador, com a finalidade de planejar corretamente o caso e proporcionar uma maior durabilidade do tratamento a ser realizado.

Lanza *et al.* (2002) escreveram em seu artigo que as forças oclusais deveriam ser direcionadas no sentido do longo eixo dos dentes para que pudessem ser absorvidas e neutralizadas pelas estruturas de suporte, evitando-se tensões de torque e cisalhamento. Também com esta finalidade, os contatos oclusais ideais seriam bilaterais e simultâneos, não havendo interferências no arco de fechamento mandibular e, os movimentos excursivos anteriores e laterais seriam suaves e uniformes, guiados pelos dentes anteriores e sem contatos nos dentes posteriores e no lado de balanceio. Afirmou também que a superfície periodontal seria proporcional ao tamanho e à forma das raízes, sendo mais reduzidas em raízes conóides, como nos dentes anteriores, e maiores em raízes cilíndricas, como nos dentes posteriores. Sendo assim, os dentes posteriores apresentariam maior capacidade de suportar cargas axiais, geradas por potentes músculos da mastigação, como o masseter. Em contrapartida, os dentes anteriores seriam mais bem preparados para receberem cargas tangenciais, por estarem longe do fulcro e sofrerem ação de um músculo longo e de menor potência, como o músculo temporal anterior. Cargas oclusais excessivas e inadequadamente distribuídas, conseqüentes de hábitos parafuncionais, constituiriam em fator potencial de deteriorização do sistema, como o aparecimento de facetas de desgaste na superfície oclusal e incisal dos dentes, reabsorção de crista óssea e mobilidade dentária, hipertrofia e dor muscular, desordens temporomandibulares, fratura de restaurações e próteses fixas e sobre implantes, implantes e seus componentes.

O trauma primário, segundo Bernal *et al.* (2002), seria considerado como uma condição sob a qual forças oclusais patológicas seria a principal causa das alterações no periodonto e mobilidade dentária. Neste caso, o equilíbrio oclusal seria

necessário e indicado, associado à esplintagem dos dentes envolvidos neste processo. Em contrapartida, o trauma secundário ocorreria quando o periodonto se mostrasse comprometido pela inflamação e reabsorção óssea, gerando uma mobilidade progressiva. Para esta situação, indicar-se-ia, inicialmente, uma terapia periodontal seguida de ajuste oclusal e esplintagem poligonal. Este último procedimento, de caráter provisório ou definitivo, seria capaz de promover um ganho na estabilidade oclusal, reduzindo ou eliminando a mobilidade, aliviando a dor e o desconforto.

Forças oclusais oblíquas sobre os dentes, capazes de gerar movimentos horizontais no sentido vestibulo-lingual, teriam como conseqüência o estabelecimento de zonas de tensão e de pressão nas áreas marginais e apicais do periodonto de sustentação. Caso estas forças estejam em equilíbrio e dentro do limite adaptativo do periodonto de sustentação, ter-se-ia reabsorção óssea de um lado e, do outro lado, aposição óssea, gerando migração dental até que ocorresse equilíbrio das forças. Em contrapartida, caso as forças de tensão e pressão geradas sobre o periodonto de sustentação ultrapasse o limite de sua capacidade adaptativa, obter-se-ia necrose tecidual, no lado da compressão, gerando, com isso, reabsorção óssea acentuada. Esta por sua vez, associada à inflamação gengival, teria como conseqüência o deslocamento apical da inserção conjuntiva, também denominada de recessão gengival. Pode-se concluir também que, contatos prematuros na região de dentes posteriores seriam capazes de produzir abertura de diastemas nos dentes ântero-superiores e, caso não seja possível identificar, com precisão, o fator etiológico deste diastema, tornar-se-ia inútil qualquer tentativa de correção do mesmo (CARDOSO, 2003).

Os contatos oclusais, quando apresentarem-se irregularmente distribuídos nos arcos dentários e, associados às desarmonias musculares, seriam capazes de provocar movimentação dentária, provocando instabilidade oclusal (MAHONY, 2005).

Ishigaki *et al* (2006) pesquisaram sobre a relação da mobilidade dentária com contatos oclusais no lado de balanceio e/ou prematuros, durante os movimentos mandibulares. No entanto, os resultados deste experimento mostraram que movimentos mastigatórios, diferentes dos movimentos normais, aumentaram a mobilidade em alguns dentes específicos. Sendo assim, os autores concluíram que existe uma relação direta entre movimentos mandibulares mastigatórios e

mobilidade dentária, devendo haver uma maior avaliação funcional da mastigação, da oclusão e dos tecidos periodontais.

Conforme descrito por Bourdiol *et al.*, em 2007, não existe diferença significativa entre tamanho da mesa oclusal entre homens e mulheres. Os homens apresentaram maior área de contato funcional, principalmente nos molares, que as mulheres. Na relação entre área de contato funcional e mesa oclusal não se observou diferença entre os gêneros. No estudo referente à idade, os autores concluíram que adultos idosos apresentam a mesa oclusal, dos dentes posteriores, de tamanhos semelhantes à dos adultos jovens. Estes apresentam uma maior área de contato oclusal funcional que os adultos idosos, principalmente nos molares. Os adultos idosos apresentaram uma relação entre área de contato funcional com a mesa oclusal maior área nos dentes pré-molares.

2.3 Relação do MEF com a oclusão dentária

Cargas axiais aplicadas em um MEF de um segundo pré-molar inferior, seriam capazes de gerar tensões mais uniformes na raiz deste dente, apresentando uma maior concentração de carga no ponto de aplicação, na superfície oclusal do referido dente (SELNA *et al.*, 1975).

Yettran *et al.* (1976) realizou um estudo, por meio do MEF, com cargas axiais sobre pré-molar inferior, que apresentavam contatos oclusais estáveis, do tipo cúspide-fossa, com a cúspide palatina do pré-molar superior contatando a fossa central dos pré-molar inferior. Com isto, puderam concluir que o esmalte próximo ao limite amelo-cementário apresentou uma carga de tensão consideravelmente maior que as cargas distribuídas ao longo da raiz e osso de suporte.

Kitoh *et al.* (1977) avaliaram a consequência da ação de uma carga oclusal sobre um primeiro pré-molar inferior, no ligamento periodontal e osso alveolar adjacente, utilizando o MEF. Eles concluíram que o ligamento periodontal sob a referida carga, em condições hidrostáticas, apresentaria grande capacidade de suporte. Em contrapartida, o dente em estudo, sob uma carga oclusal no sentido vestibulo-lingual e, com fulcro no terço cervical, sofreria um deslocamento na direção lingual.

Com a finalidade de avaliar as diferenças na magnitude de tensões em pontes fixas, de três ou quatro elementos, Farah *et al.* (1989) criaram um modelo de elementos finitos com ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso, para um quadrante mandibular, contendo do primeiro pré-molar ao segundo molar. As propriedades físicas destes MEF foram consideradas constantes. Para a ponte de três elementos removeu-se o primeiro molar, sendo este substituído, posteriormente, por um pântico. Na ponte de quatro elementos o segundo pré-molar e o primeiro molar foram removidos e também substituídos, posteriormente, por dois pânticos. Os autores observaram que a remoção do segundo pré-molar, sem a colocação da ponte fixa, resultou em um considerável aumento da tensão no periodonto de sustentação, principalmente quando o osso cortical foi substituído por osso esponjoso. Ao acrescentar as pontes fixas de três ou quatro elementos eles puderam observar uma menor tensão e uma melhor distribuição pelo osso. Os dentes pilares apresentaram maior tensão nas suas faces distais, tanto nas pontes de três quanto na de quatro elementos, não havendo diferença significativa entre elas. Sendo assim, eles concluíram que a colocação de uma ponte fixa poderia contribuir para a manutenção do suporte ósseo na área desdentada. Para este trabalho foram utilizadas as propriedades dos materiais conforme tabela abaixo:

Estrutura	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson
Dentina	$0,18 \times 10^7$	0,31
Esmalte	$0,84 \times 10^7$	0,33
Cemento	$0,18 \times 10^7$	0,31
Osso esponjoso	$0,0025 \times 10^7$	0,30
Osso cortical	$0,10 \times 10^7$	0,30
Ligamento periodontal	$0,69 \times 10^7$	0,45

Tabela 1 – Propriedades das estruturas dentárias e do periodonto de sustentação

Daegling *et al.* (2000) criaram um MEF e o utilizaram com um *strain gauges* com a finalidade de estudar a influência dos dentes, do ligamento periodontal e dos alvéolos na integridade estrutural da mandíbula humana, sob carga de torção. No

entanto, puderam observar que os dentes e o periodonto saudáveis contribuem, consideravelmente, para reduzir a resistência à torção do corpo da mandíbula. O osso alveolar, entre as raízes dos dentes, apresenta importância fundamental na manutenção dessas estruturas unidas sob torção, apesar da pouca densidade aparente do osso esponjoso, se comparado ao osso cortical adjacente.

Em 1995, Melo *et al.* investigaram, por meio de MEF bidimensional, a consequência das forças de tensão vertical aplicadas sobre próteses osteointegradas, com extremidade livre, para os casos de edentulismo parcial. Para o referido estudo foram criados sete modelos de próteses fixas com diferentes desenhos de conexão, conforme descritos a seguir: implantes conectados rigidamente a um dente suporte, implante não conectado ao dente suporte e conectado por meio de um encaixe não-rígido. Sendo assim, os autores observaram que quando a prótese não era conectada ao dente natural e, sim, suportada por dois implantes isolados, menores níveis de tensão foram geradas no osso adjacente aos implantes, não revelando diferença nos níveis máximos de tensão. Ao contrário, os encaixes não-rígidos, quando incorporados à prótese, não reduziram significativamente os níveis de tensão sobre o osso. Por fim, uma prótese osteointegrada, suportada por dois implantes, não necessitaria ser conectada a um dente para que houvesse diminuição do estresse sobre o osso.

Em outro estudo, com o objetivo de avaliar o comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa dento-suportada, com extremo livre distal, sob carga oclusal, Yang *et al.* (1996) criaram um MEF bidimensional. Algumas variáveis foram incorporadas aos MEF como o grau de suporte ósseo, o número de dentes esplintados pela ponte fixa e a largura dos pânticos. No entanto, foram observadas alta concentração de força de tensão ao redor dos conectores da prótese fixa e, principalmente, no periodonto de suporte adjacente aos pânticos. Concluíram, com isto, que a redução do suporte ósseo aumentava a concentração de tensão e, quando se aumentava o número de dentes esplintados pela ponte fixa a concentração de tensão diminuía. Portanto, aumentando-se o número de pilares e diminuindo o número de pânticos melhora-se o prognóstico das próteses parciais fixas, com extremo livre distal.

Baiamonte *et al.* (1996) criaram um MEF tridimensional, a partir de uma mandíbula de macaca *mulata*, contendo um par de implantes osteointegrados. Tensões foram geradas sobre os implantes tanto na mandíbula, *in vitro*, quanto no

MEF igualmente desenvolvido. Comparando-se os resultados dos achados experimentais obtidos na referida mandíbula, *in vitro*, e no MEF, observou-se grande semelhança na distribuição das tensões ao redor do osso adjacente aos implantes, com variações próximas a 3%. Concluiu-se, com isto, que existe concordância entre os dois modelos onde, principalmente, o MEF mostrou-se altamente confiável para aplicações em sistemas dentários, em especial, quando houver a necessidade de avaliar o comportamento biomecânico das próteses sobre implantes.

Por meio de MEF bidimensional, construído de um segmento posterior de mandíbula, incluindo o dente canino, pré-molares, molares e estruturas de suporte periodontal, à partir de uma radiografia periapical realizada em um filme intrabucal *standard* de raio-x, Yang *et al.* (1999) analisaram os níveis de tensão sobre os dentes e sobre as estruturas das próteses parciais fixas, observando quais modificações poderiam ocorrer, com as forças de tensão e deflexão, ao se adicionar múltiplos pilares e ao variar a quantidade de suporte ósseo. Notou-se que, a ponte parcial fixa sobre dentes esplintados seria capaz de reduzir tensão e deflexão nas estruturas de suporte, apesar do aumento do número de pilares esplintados não ter revelado uma redução proporcional da tensão no periodonto. Tensões puderam ser observadas nas áreas adjacentes aos conectores das próteses, como também, na área de dentina cervical próxima da crista óssea. O aumento do número de pilares esplintados, por meio de uma próteses parcial fixa longa, não compensou os problemas biomecânicos, gerando maior incidência de forças não-axiais, com sobrecargas, alavancas, torque e flexão além do limite de cada estrutura, podendo tornar-se importante fator de falha das próteses parciais fixas longas. Com o aumento do número de pilares a deflexão mesial dos pânticos diminuiu gradualmente, não havendo diferença no movimento vertical. As próteses parciais fixas longas teriam efeito funcional favorável no osso de suporte dos dentes pilares, apesar de não resultarem em redução proporcional do estresse no periodonto, apesar de apresentarem um aumento na tensão em sua infra-estrutura. A perda de osso de suporte seria capaz de aumentar a deflexão e a tensão geradas nos dentes de suporte e estruturas adjacentes.

Contatos prematuros em dentes anteriores, durante o fechamento da mandíbula, sob condições variadas, seriam capazes de gerar grande tensão e deslocamento na articulação temporomandibular. Isto pôde ser concluído por Nagahara *et al.* (1999), utilizando um MEF tridimensional.

Com a finalidade de simular a resposta do periodonto em diferentes momentos de força e, para determinar a força necessária para realizar o movimento de translação do dente, Jeon *et al.*, em 1999, desenvolveram um MEF tridimensional de um molar superior, contendo também o periodonto de proteção e de sustentação. Por fim, concluíram que a força necessária para movimentar um primeiro molar superior seriam menos propícias, para resultar em reabsorção apical, do que as forças necessárias para movimentar um incisivo.

Daegling e Hylander (2000) escreveram um artigo, revisando os diversos métodos de estudos biomecânicos, da mandíbula e maxila, com o intuito de melhor compreender o comportamento destas estruturas e seus componentes, mediante cargas axiais e oblíquas. Diferentes métodos seriam capazes de levar a divergentes conclusões sobre como as forças oclusais seriam distribuídas aos dentes e estruturas de adjacentes. No entanto, tornar-se-ia necessário encontrar a convergência entre estes métodos para que se possa analisar de forma inteligente e confiável, a natureza da relação entre carga oclusal e modelo ósseo-dentário a ser estudado. Para estes autores existem três tipos de estudo que poderiam ser empregados para avaliar o comportamento mandibular, sendo eles: análise de corpo-livre, modelos de resinas fotoelásticas e os MEF. As análises de corpo-livre oferecem vetores de forças e direção hipotéticas, oferecendo uma idéia aproximada da natureza das forças internas, agindo nas estruturas. Os modelos de resina fotoelástica apresentam facilidade em sua confecção e fácil visualização dos efeitos das forças internas nos modelos em estudo. Como desvantagem deste método, pode-se citar a dificuldade em criar situações que refletissem condições reais e, principalmente, que os resultados encontrados refletissem ao real comportamento ósseo, dos dentes e ligamento periodontal, quando estes recebem algum tipo de carga. O MEF, segundo os mesmo autores, seria o método mais preciso na descrição da intensidade, direção e duração das forças, no grau de deformação e deslocamento dos corpos, bem como na visualização da distribuição destas forças nas estruturas internas e externas do modelo em estudo, muito semelhante ao que acontece *in vivo*, onde neste caso, seria impossível de visualizar.

Com a finalidade de investigar a importância do ligamento periodontal e osso alveolar como estruturas de suporte em MEF, Rees, em 2002, relatou que dependendo da região da coroa do dente onde for realizado o estudo, para determinar valores de tensão ou compressão, tanto o ligamento periodontal quanto o

osso alveolar apresentam vantagens em sua confecção. Na avaliação do estresse na região cervical do dente em estudo, observou-se alto valor de estresse quando removido o osso alveolar e, um valor, drasticamente mais alto, quando removido o ligamento periodontal. Sendo assim, concluiu-se que para avaliação do estresse cervical é importante a confecção do ligamento periodontal e osso alveolar. A relutância em construir o ligamento periodontal deve-se à falta de propriedades físicas confiáveis desta estrutura, sendo sugerido um módulo de elasticidade de 50 MPa e coeficiente de *Poisson* de 0,49.

Os diferentes métodos de análises da biomecânica dos materiais, conforme descreveram Rubo e Souza, em 2001, apresentam suas vantagens e desvantagens, seja na simulação numérica computacional dos métodos de elementos finitos, seja por meio de materiais fotoelásticos ou extensometria, em análises experimentais. Eles observaram que nenhum destes dois métodos apresenta maior relevância, de um sobre o outro. Ao contrário do que muitos pensam, ambos se complementam, uma vez que um método valida o outro, repetidamente, em busca de soluções coerentes entre as duas formas de análises. Por meio dos modelos de elementos finitos pode-se avaliar, detalhadamente, o que ocorre quando estruturas do tipo próteses implanto-suportadas, por exemplo, recebem cargas axiais ou oblíquas. Enquanto nos modelos fotoelásticos experimentais, deste mesmo tipo de prótese implanto-suportada, podem-se comparar os resultados obtidos, validando-se o método numérico. Inúmeras são as possibilidades de utilização destes métodos nas pesquisas em odontologia, podendo ser utilizados, também, em ensaios de tração, compressão, flexão, análises dinâmicas e contração. E, caso fosse necessário ampliar o campo de aplicação destes métodos, seriam necessários algumas adaptações e uso de sensores específicos, capazes de obterem dados relativos à pressão, temperatura e vibração.

Menecucci *et al.* (2001) investigaram, por meio do uso de MEF bi e tridimensional, as conseqüências da tensão peri-implante provocadas por uma carga oclusal, em uma prótese sobre implante, distal, unida a um dente natural. Duas condições de carga oclusal foram comparadas, sendo: uma carga axial estática, direta, de 50 kg, aplicada sobre o dente por 10 segundos e, a outra, uma carga axial transitória, de 50 kg, aplicada sobre o dente por 10 milissegundos. A duração da carga apresentou, na distribuição da tensão sobre o osso ao redor do implante conectado aos dentes, maior influência que a intensidade da força. Observou-se que

a carga estática seria, potencialmente, mais maléfica para o osso peri-implantar, do que a carga transitória. O ligamento periodontal teve papel fundamental na distribuição da tensão entre o dente e o implante conectado, pelo fato de proporcionar certa mobilidade à conexão dente-implante, levando parte da carga mastigatória para o osso de suporte, mais rigidamente, ligado ao implante. A concentração de tensão sobre o osso seria proporcional ao grau de mobilidade do dente e à extensão da prótese fixa sobre o conjunto dente-implante. Os autores também concluíram que quanto mais envolvido estiver o periodonto de sustentação, maior será o aumento da carga sobre o implante. Para o referido estudo, as propriedades dos materiais utilizadas foram as seguintes:

Material	Módulo de Elasticidade	Coefficiente de Poisson
Osso cortical	13.700 MPa	0,30
Osso medular	1370 MPa	0,30
Mucosa	1 MPa	0,37
Esmalte	84.100 MPa	0,20
Dentina	18.600 MPa	0,31
Polpa	2 MPa	0,45
Titânio	103.400 MPa	0,35
Liga de ouro	100.000 MPa	0,35

Tabela 2 – Propriedades da estruturas dentárias, do peridodonto de sustentação e ligas metálicas

Diferentes materiais, como ouro, alumina, zircônia, cerâmica de vidro, compósito e compósito reforçado por fibras, e diferentes configurações de preparo para próteses fixas dento-suportados foram testados, em um estudo com MEF bidimensional, obtidos a partir de um corte seccional, méso-distal, de uma ponte fixa de três elementos, incluindo ligamento periodontal e osso de suporte. Conclui-se que todos os materiais e tipos de preparos apresentaram padrões de tensão semelhantes, tendo os compósitos reforçados por fibras a menor tensão entre a interface dente/material. Entretanto, os compósitos reforçados por fibras apresentam

grande potencial de utilização, desde que melhorada sua dureza e resistência à fratura, representando uma combinação promissora (MAGNE, *et al.* 2002).

Ao avaliar efeito da variação de cargas oclusais verticais no desenvolvimento de lesões cervicais não-cariosas, em diferentes regiões da superfície oclusal de um pré-molar inferior, em um MEF bi-dimensional, Rees (2002) concluiu que existe relação direta na formação destas lesões, devido às diferentes variações de estresse encontrado nas regiões cervicais. Ele também demonstrou que alta concentração de estresse cervical, associadas à pouca espessura de esmalte cervical ou na presença de esmalte desmineralizado, aumenta a possibilidade de se desenvolver lesões cervicais.

Ates *et al.* (2006) simularam uma força mastigatória de 100N, sobre uma prótese total muco-suportada, em MEF, sendo distribuída, uni e bilateralmente, em três diferentes pontos da superfície oclusal dos primeiros molares superiores: sobre a cúspide bucal (vestibular), a fossa central e a cúspide palatina. Concluíram que a localização do contato oclusal, em próteses totais muco-suportadas, para uma região mais vestibular, resultou no aumento do estresse (compressão) entre a base do dente artificial e a base acrílica da prótese, tendo importância fundamental nas fraturas por fadiga ou deslocamento dos dentes das próteses totais removíveis. Neste mesmo trabalho avaliaram-se a força de pressão da próteses totais sobre a sutura palatina mediana, através dos três diferentes tipos de contatos oclusais propostos. A mudança do contato oclusal, para a região mais vestibular, resultou na diminuição dos valores de estresse (tensão) na região da sutura palatina mediana.

De acordo com Oliveira *et al.* (2006), os contatos oclusais apresentaram grande influência no posicionamento dos dentes, sendo capazes de manter a posição e a estabilidade mandibular. Quando o sistema oclusal estiver desequilibrado alguns efeitos deletérios poderiam aparecer (alterações musculares, hábitos parafuncionais, mobilidade dentária, trauma oclusal, migração dos dentes e apinhamento dos incisivos mandibulares). Neste estudo, ao criarem forças mastigatórias fisiológicas pesadas (490,5N), sobre modelamentos de dentes naturais, em análise de elementos finitos, com uma oclusão balanceada estável, sem contatos anteriores, observaram um vetor resultante mínimo de força anterior. Acrescentando contatos oclusais nos dentes anteriores, eles observaram um maior deslocamento destes dentes no sentido ântero-posterior, que poderia caracterizar uma maior probabilidade de apinhamento ântero-inferior e abertura de diastemas

ântero-superior. Os autores afirmaram que pequenas alterações nos contatos oclusais, observados em tratamentos ortodônticos e restauradores (próteses e dentística), poderia interromper o equilíbrio de todo sistema oclusal, pois a ação de forças pesadas por longos períodos de tempo seria capaz de promover um grande deslocamento de dente, como observado em alguma má oclusão, hábitos parafuncionais e diversas doenças periodontais, devido à perda óssea alveolar.

MATERIAL E MÉTODOS

Com a finalidade de estudar a influência do aumento da área de contato oclusal sobre dente natural e osso alveolar, foi desenvolvido, no Laboratório de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, modelamentos matemáticos tridimensionais, apresentando estruturas anatômicas fundamentais para execução do trabalho, como um molar inferior e suas raízes, circundados por osso alveolar. Estes modelamentos foram desenvolvidos a partir dos modelos criados no artigo de Oliveira *et al.* (2006).

O processo de desenvolvimento geométrico dos MEF ocorreu de forma independente, sendo iniciado por um *software* específico de desenho industrial denominado *IronCAD*[®] - versão 9.0 (*IronCAD, Atlanta, Geórgia, USA*), indispensável para determinar a precisão dos modelos. Como alternativa para simplificar o processo de criação destes modelos matemáticos, tornando viável sua conversão em MEF, considerou-se o osso alveolar mandibular como um corpo sólido, com as mesmas propriedades uniformes (isotrópicos) e mecânicas. Da mesma forma, o dente natural foi considerado como um corpo sólido e, mesmo tendo sido desenhado separadamente, não se diferenciou o esmalte da dentina, do cimento e da polpa dentária. As propriedades mecânicas das estruturas geradas foram encontradas na literatura, no artigo escrito por Yang *et al.* (1999), com o esmalte apresentando módulo de elasticidade de 21.400 MPa e coeficiente de *Poisson* de 0,31 e, o osso alveolar mandibular apresentando módulo de elasticidade de 14.500 MPa e coeficiente de *Poisson* de 0,30.

Depois de concluída a criação dos modelos gráficos foram geradas as malhas de elementos finitos para cada estrutura anatômica, de forma independente, por meio de outro *software* denominado *CosmosWorks*[®] - versão 2008 (*Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA*). A referida malha foi criada usando elementos tetraédricos, com quatro nós, onde estes apresentavam três graus de liberdade por nó. Este mesmo *software* também foi utilizado com a finalidade de exercer a carga oclusal sobre o modelo em estudo.

Os resultados das análises referentes aos dados coletados, de acordo com os objetivos deste trabalho, foram calculados e obtidos por um *software* específico denominado *CosmosWorks*[®] - versão 2008 (*Dassault Systèmes SolidWorks*

Corporation, Concord, Massachusetts, USA). Este mesmo *software* teve o objetivo de estabelecer as representações gráficas e numéricas, referentes ao estudo proposto.

É importante ressaltar que apesar da relevância do ligamento periodontal, como estrutura fundamental na absorção e transmissão de forças oclusais e, conseqüentemente, no deslocamento dentário, esta estrutura somente deve ser gerada quando for necessária a criação de MEF com características viscoelastoplásticas, a serem avaliadas ao longo do tempo. No entanto, como os MEF desenvolvidos apresentaram características linear-elásticas, sendo avaliados em posições definidas deformadas e não-deformadas, tornou-se dispensável sua confecção, sem riscos de comprometer os resultados dos testes propostos nesta pesquisa.

Sobre a superfície oclusal do molar inferior foram geradas cargas axiais estáticas de 100N de força, distribuídas, com a mesma intensidade, sobre cada ponto de contato, variando apenas o diâmetro da área de contato oclusal. Para cada conjunto de contatos oclusais, com seus respectivos diâmetros, foi gerado um MEF, contendo um molar inferior e osso alveolar. Os diâmetros dos contatos oclusais a serem incorporados foram de 0,5mm, 1,0mm, 1,5mm, recebendo a denominação, respectivamente, de MEF-1, MEF-2, MEF-3.

O MEF-1 apresentou seus elementos com o tamanho de 1,13401 mm, com 12.623 elementos e 184,747 nós. O tamanho dos elementos do MEF-2 foram de 1,50257 mm, com 76.282 elemento 113.429 nós. O MEF-3 apresentou 29.227 elementos, medindo 1,98453 mm cada, com 43.956 nós.

O dente natural, selecionado para o referido estudo, ao receber as cargas oclusais, não foi capaz de se movimentar no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual, sendo capaz apenas de se deslocar no sentido vertical.

A localização dos contatos oclusais foi estabelecida de forma padronizada e equilibrada, considerando que os dentes posteriores apresentassem contatos completos do tipo cúspide-fossa e cúspide-crista, conforme descrito por McNeill (2000) e Cerveira Netto e Zanatta(1998). No entanto, cada molar apresentou um contato oclusal na região de crista marginal distal e mesial e três contatos nas vertentes internas das cúspides, do tipo tripoidismo, na região da fossa central

O estudo da influência das forças oclusais sobre o dente natural e osso alveolar, conforme objetivo deste estudo, foi analisada em três diferentes posições:

na superfície oclusal do dente, na margem cervical do rebordo alveolar e no limite amelo-cemetário, na região cervical do dente. No entanto, de acordo com os resultados obtidos, dever-se-á criar a relação entre o ponto de contato oclusal e o aumento da área deste ponto.

A avaliação da ação das forças oclusais sobre o dente natural de sustentação, desenhados nos MEF, foi analisada e, de acordo com os resultados obtidos, dever-se-á criar a relação entre o ponto de contato oclusal e o aumento da área deste ponto.

REFERÊNCIAS

ALONSO, A. A.; ALBERTINI, J. S.; BECHELLI, A. H. **Oclusión y diagnostico en rehabilitación oral**. Buenos Aires: Panamericana, 1999. 652p.

ANUSAVICE, K. J. **Phillips: Materiais Dentários**. São Paulo: Elsevier, 2005. Cap. 4, p.69-98.

ATES, M.; CILINGIR, A.; SULUN, T.; SUMBULOGLU, E.; BOZDAG, E. The effect of occlusal contact localization on the stress distribution in complete maxillary denture. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.33, n.7, p.509-513, Jul. 2006.

BAIAMONTE, T.; ABBATE, M. F.; PIZZARELLO, F. LOZADA, J.; JAMES, R. The experimental verification of the efficacy of M.E.F. to dental implant systems. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v.22, n.2, p.104-110, 1996.

BECKER, C. M.; KAISER, D. A. Evolution of occlusion and occlusal instruments. **Journal of Prosthodontics**, v.2, n.1, p.33-43, Mar. 1993.

BERNAL, G. *et al.* A review of the clinical management of mobile teeth. **The Journal of Contemporary Dental Practice**, Cincinnati, v.3, n.4, p.1-11, Nov. 2002.

BORDIOUL, P.; ABOUL EL KARAN, S.; MARTIN, J. F.; NICOLAS, E. Age and gender-related differences in premolar and molar functional areas. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.34, n.4, p.251-258, Apr. 2007.

CALLISTER, D. **Ciência e Engenharia de Materiais**. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora. 2002. 589.

CARDOSO, A. C. **Oclusão – para você e para mim**. São Paulo: Santos, 2003. 324 p.

CERVEIRA NETTO, H; ZANATTA, E. C. Simplificando o ajuste oclusal. In: Gonçalves, E. A. N; Feller, C. (Org.). **Atualização na clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. Cap.14, p. 325-366.

CLARK, J. R.; EVANS, R. D. Functional occlusion: a review. **Journal of Orthodontics**, v.28, n.1, p.76-81, Mar. 2001.

DAEGLING, D. J.; HYLANDER, W. L. Experimental observation, theoretical models and biomechanical interference in the study of mandibular form. **American Journal of Physical Anthropology**, Washington, n.112, p. 541-551, 2000.

DAVIES, S. J.; GRAY, R. M. J.; WHITEHEAD, S. A. Good occlusal practice in advanced restorative dentistry. **British Dental Journal**, London, v.191, n.8, p.421-434, 2001.

DAWSON, P.E. **Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems.** St. Louis: Mosby Company, 1980. 633p.

FARAH, J. W.; CRAIG, R. G.; MEREOUEH, K. A. Finite element analysis three and four unit bridges. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.16, n.6, p.603-611, Nov. 1989.

GURDSAPSRI, W.; AI, M.; BABA, K; FUEKI, K. Influence of clenching level on intercuspal contact area in various regions of dental arch. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.27, n.3, p.239-244, Dec. 2000.

HATCHER, D. C.; FAULKNER, M. G.; HAY, A. Development of a mechanical and mathematical model to study temporomandibular joint loading. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.55, n.3, p.377-384, Mar. 1986.

HIBI, H; AI, M. An optical system for measuring inclination and area of occlusal facets. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.24, n.9, p.673-677, Sept. 1997.

HIDAKA, O.; IWASAKI, M.; SAITO, M.; MARIMOTO, T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. **Journal of Dental Research**, v.78, n.7, p.1336-1344, 1999.

HOOD, J. A.; FARAK, J. W.; CRAIG, R. G. Stress and deflection on three different pontic design. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.33, n.1, p.54-59, Jan. 1975.

ISHIGAKI, S.; KUROZUMI, T.; MORISHIGE, E.; YATANI, H. Occlusal interference during mastication can cause pathological tooth mobility. **Journal of Periodontal Research**, v.41, n.3, p.189-192, Jun. 2006

JANSON, W. et al. Aspectos biológicos essenciais à prótese fixa. In: BOTTINO, M.A.; FELLER, C. **Atualização clínica em odontologia.** São Paulo: Artes Médicas, 1984. p.45-64.

JEON, P. D.; TURLEY P. K.; MOON, H. B.; TING, K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three dimensional finite element model **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, St. Louis v.115, p.267-274, 1999.

KIM, S. K.; KIM, K. N.; CHANG, I. T.; HEO, S. J. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.28, n.11, p.1048-1055, Nov. 2001.

KITOH, M., SUETSUG, T; MURAKAMI, Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. **Buletin of Tokio Medical and Dental University**, Tokio, v.24, n.1, p.887, Mar. 1977.

KORIOTH, T. W. P.; ROMILLY, D. P.; HANNAM, A. G. Three-dimensional finite element analysis of the dentate human mandible. **American Journal of Physical Antropology**, v.88, p.69-96, 1992.

KUMAGAI, H.; SUZUKI, T.; HAMADA, T.; SONDANG, P.; FUJITANI, M.; NIKAWA, H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.26, n.12, p.932-935, Dec.1999.

LANZA, M. D.; POLETTO, T. A.; ROCHA, W. M. S. Planejamento integrado de tratamento: prótese centrada na manutenção da saúde: prótese/oclusão. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ODONTOLOGIA DE SÃO PAULO, 20, 2002, São Paulo. **Atualização em clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. v.6, Cap.20: p.463-477.

LINDHE, J.; NYMAN, S. The role of occlusion on periodontal disease and biological rationale for splinting in treatment of periodontitis. **Oral Science Research**. v.10, n.11, p.178-195, 1977.

LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. **Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos**. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial. v.11, n.2, p.35-43, mar/abr. 2006.

LUNDGREN, D.; LAURELL, L. Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. **The Journal of Oral Periodontology**, Chicago. v.4, p.23-40, 1994.

MAGNE, P.; NIKOLAOS PERAKIS, U. R. S.; BELSER, C.; KREJCI, I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.87, n.5, p.516-527, May. 2002.

MAHONY, D. Refining occlusion with muscle balance to enhance long-term orthodontic stability. **The Journal of Clinical Pediatric Dentistry**, v.29, n.2, p.93-98, 2005.

McDEVITT, W. E.; WARRETH, A. A. Occlusal contacts in maximum intercuspation in normal dentitions. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.24, n.10, p.725-734, Oct. 1997.

McHARRIS, W. Occlusal adjustment via selective cutting of natural teeth, part I and II. **International Journal of Periodontics Restorative Dentistry**, v.5, n.5, p.8-25, 1985.

McNEILL, C. **Ciência e prática da oclusão**. Trad. Ana Júlia Garcia. São Paulo: Quintessence, 2000. 538p.

MELO, C.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K.; HIROWATARI, H.; SUETSUGU, T. Comparative stress analyse of fixed free end osseointegrated prostheses using the finite element method. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v.21, n.4, p.291-295, 1995.

MENICUCCI, G.; MOSSOLOV, A.; MOZZATI, M.; LORENZETTI, M.; PRETI, G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.12, p. 334-341, 2001

NAGAHARA, K.; MURATA, S.; NAKAMURA, S.; TSUCHIYA, T. Displacement and stress distribution in the temporomandibular joint during clenching. **The Angle Orthodontist**, v.69, n.4, p.372-379, Aug. 1999.

NANDA, R.; ZERNICK, J. Retention and stability: an overview. In: NANDA, R.; BURSTONE, C. J.; ALEXANDER, R. G. **Retention and stability in orthodontist**. Philadelphia: W. B. Saunders, 1993. p.01-08.

OKESON, J. P. **Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão**. Trad. Milton Édson Miranda. 4 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. 500p.

OLIVEIRA, S. G. **Desenvolvimento de modelo tridimensional de elementos finitos de maxila e mandíbula para estudo das deformações e deslocamentos resultantes dos contatos dentários**. 2003. 151f. Dissertação (Mestrado em Clínicas Odontológicas – Ênfase em Prótese Dentária) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte.

OLIVEIRA, S. G.; SERAIDARIAN, P. I.; LANDRE JR., J.; OLIVEIRA, D. D. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.33, n.12, p.874-880, Dec. 2006.

RAMFJORD, S. P.; ASH, M. M. **Occlusion**. 3 ed., Philadelphia: WB Saunders, 1983. 129p.

REDDY, J. N. **An introduction to the finite element method**. 2 ed. New York: McGraw-Hill, 1993.

RESS, J. S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.28, n.2, p.425-432, Feb. 2001.

RESS, J. S. The effect of variation in occlusal loadind on the development of abfraction lesions: a finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.29, n.2, p.188-193, Feb. 2002.

ROY, M. Pyorrhea alveolaris: its nature, pathogeny and treatment. **Dental Cosmos**. Chicago, v.72, p.48-56, 1930.

ROSENSTIEL, S. F.; LAND, M. F.; FUJIMOTO, J. **Prótese fixa comtemporânea**. 3. ed. São Paulo: Santos, 2002. 868p.

RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista da Faculdade de Odontologia da FOB**, Bauru, v.9, n.3/4, p.97-103, jul/dez. 2001.

SAKAGUSHI, R. L.; BRUST, E. W.; CROSS, M.; DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dental Materials**, v.7, n.3, p.186-190, Jul. 1991.

SELNA, L. G.; SHILLINGBURG Jr, H. T.; KERR, P. Finite elements analysis of dental structures: asymmetric and plane stress idealizations. **The Journal of Biomedical Materials Research**, Hoboken, v.9, n.2, p-237-262, Mar. 1975.

SERAIDARIAN, P. I.; ASSUNÇÃO, Z. L. V.; JACOB, M. F. Bruxismo: uma atualização dos conceitos, etiologia, prevalência e gerenciamento. **JBA: Jornal Brasileiro de Oclusão, ATM & Dor Orofacial**. Curitiba, v.1, n.4, p.290-295, out/dez. 2001.

SERIO, F. G.; HAWLEY, C. E. Periodontal trauma and mobility. **Dental Clinics of North America**, Philadelphia, v.43, n.1, p.37-44, Jan. 1999.

SIMON, J. Biomechanically-induced dental disease. **General Dentistry**. Chicago, v.48, p.598-605, 2000.

WISKOTT, H. W. A.; BELSER, U. C.; A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: Historical review and clinical guidelines. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.73, n.2, p.169-183, Feb. 1995.

YANG, H.; CHUNG, H.; PARK, Y. Stress analysis of a cantilevered fixed partial denture with normal and reduced bone supported. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Loius, v.76, n.4, p.424-430, Oct. 1996.

YANG, H.; LANG, L. A.; FELTON, D. A. Finite element stress analysis on the effect of splinting in partial denture. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.81, n.6, p.721-728, Jun. 1999.

YETTRAN, A. L.; WRIGHT, K. W. J.; PICKARD, H. M. Finite element stress analysis of the crown of normal restored teeth. **Journal of Dental Research**, Washington, v.55, n.6, p.1004-1011, Nov/Dec. 1976.

ARTIGO PARA PUBLICAÇÃO

Influência do aumento da área de contato oclusal sobre modelo de elementos finitos de dente natural e osso alveolar

F. M. SILVA^{*}, J. LANDRE JÚNIOR[‡], W. C. JANSEN[†] **Mestrando em Odontologia, área de concentração em Clínicas Odontológicas, com ênfase em Prótese Dentária, pela Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil, ‡Departamento de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil †Departamento de Prótese Dentária da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, MG, Brasil*

RESUMO Este trabalho tem como finalidade estudar a influência do aumento da área de contato oclusal sobre modelos de elementos finitos tridimensionais de um molar inferior e osso alveolar. A força exercida sobre estes dentes, por meio dos contatos oclusais, foi estabelecida em 100 N de carga oclusal. A localização destes contatos foi pré-estabelecida, de acordo com um padrão oclusal considerado ideal, previamente definida para o referido estudo. Os pontos de contatos aplicados sobre o dente tiveram seus diâmetros aumentados, de forma gradativa, variando entre 0,5mm, 1,0mm e 1,5mm de diâmetro. Após análise dos modelos, comparando os valores encontrados no estudo com o ponto de contato medindo 0,5mm de diâmetro com o estudo de 1,5mm de diâmetro, pode-se observar a diminuição de 33,8% do nível de tensão no ponto de contato oclusal, a diminuição de 20,7% do nível de tensão na interface osso alveolar-dente e o aumento de 44,1% do nível de tensão na região cervical do dente, próximo ao limite amelocementário. No entanto, concluiu-se que o aumento do diâmetro dos contatos oclusais provoca menos tensão na região do rebordo alveolar, diminuindo a chance de reabsorção, aumenta a probabilidade de provocar lesão cervical não-cariosa e, os níveis de tensão, localizados no ponto de incidência das forças, tendem a diminuir, minimizando a possibilidade de fratura do dente.

Palavras-chave: oclusão dentária; contatos oclusais; ajuste oclusal; análise de elemento finito.

Introdução

Apesar de existir a anos, o estudo da oclusão e de toda complexidade na sua avaliação, entendimento, diagnóstico e tratamento, inúmeras são as controvérsias e as filosofias existentes relacionadas a este assunto, principalmente no que diz respeito aos tipos de contatos oclusais ideais para cada indivíduo.

A primeira descrição da relação oclusal dos dentes foi feita por Edward Angle, em 1899 (*apud* Okeson, 2000). Pouco tempo depois, Sears, em 1922 (*apud* Okeson, 2000) descreveu o primeiro conceito significativo sobre oclusão funcional ideal, denominando-a de *oclusão balanceada bilateral*. Segundo Schuyler (1947 *apud* Okeson, 2000), Stallard & Stuart (1963 *apud* Okeson, 2000), com a evolução dos estudos oclusais e a partir do momento que os profissionais passaram a realizar reabilitações extensas e complexas, por meio de próteses fixas sobre dentes naturais, iniciaram-se as controvérsias a respeito da conveniência da *oclusão balanceada bilateral* na dentição natural, criando-se, com isto, um novo conceito denominado de *oclusão balanceada unilateral*.

Conforme Ramfjord e Ash (1983), a estabilidade da posição dos dentes humanos depende, principalmente, das interações resultantes dos contatos oclusais, tanto nas funções normais pertinentes ao sistema estomatognático, quanto nos hábitos parafuncionais, como bruxismo.

Os contatos interoclusais opostos e de mesma intensidade deveriam proporcionar, aos dentes e à mandíbula, estabilidade médio-distal, por meio dos contatos de “*stoppers*” de fechamento e os “*equalizers*” e, vestibulo-lingual, por meio dos contatos A, B, e C. (McHorris, 1985).

Becker & Kaizer (1993), em sua filosofia de oclusão ideal, preconizavam o esquema oclusal do tipo cúspide-fossa, por ser potencialmente mais estável, devendo apresentar pelo menos um contato oclusal por dente, para evitar mudança de posicionamento e interferências oclusais.

Cerveira Netto e Zanatta (1998) relataram que o contato oclusal com fricção entre duas superfícies dentárias, resultará em modificação do seu contorno devido ao atrito entre estas superfícies, formando as facetas de desgaste. A quantidade deste desgaste dependerá do valor da carga aplicada, da densidade do material, da frequência e do tempo de permanência do contato. Estas facetas, quando evidentes

em uma oclusão equilibrada, associada há sistema mastigatório equilibrado, são consideradas fisiológicas.

Wiskott & Belser (1995) relataram que para se conseguir estabilidade oclusal seria necessário uma intercuspidação equilibrada, cujos contatos oclusais fossem do tipo cúspide-fossa.

McDevitt & Warreth (1997) observaram assimetria na distribuição dos contatos oclusais, nos lados direito e esquerdo, bem como diferenças nos números, distribuição e natureza dos contatos. Devido à quantidade de contatos instáveis encontrados neste estudo, intervenções envolvendo as superfícies oclusais deveriam manter, ou melhorar, o número de cada contato oclusal.

A força de mordida e a área de contato oclusal aumentariam à medida que a intensidade do apertamento fosse aumentada. Em contrapartida, a média da pressão da mordida calculada pela divisão da força de apertamento pela área de contato oclusal permaneceria inalterada (HIDAKA *et. al*, 1999).

Kumagai *et. al*, em 1999, relataram que o número de contatos oclusais entre os dentes, a força oclusal e a área de contato oclusal aumentaram, linearmente, com o aumento da força de apertamento, na região dos molares. Nas regiões dos pré-molares e dentes anteriores este aumento também ocorreu, mas em proporções bem menores.

Os contatos entre molares ocorrem tanto entre ponta de cúspides e fossas quanto entre pontas de cúspides e cristas marginais. Em algumas situações algumas cúspides cêntricas ocluem nas ameias entre os dentes opostos, gerando dois contatos circundando a ponta da cúspide e dois contatos na crista marginal ou um contato na ponta da cúspide contra um contato na crista marginal (Okeson, 2000).

Em uma oclusão fisiológica os dentes posteriores entram em contato com seu antagonista por meio de áreas puntiformes, produto da relação entre duas áreas convexas que, por atrição fisiológica ou patológica, seria capaz de gerar facetas de desgastes oclusais, transformando as superfícies curvas em planas. A área de contato oclusal, para toda a boca, seria de aproximadamente 3 a 4 mm². Com o aparecimento destas facetas a área de contato oclusal aumentaria consideravelmente, podendo, somente uma faceta, atingir entre 2 a 4 mm² em média (Alonso *et. al*, 1999).

Simon (2000) afirmou que a ação biomecânica excessiva de forças sobre os dentes seria capaz de provocar facetas de desgaste polidas, fraturas, sensibilidade cervical, abfrações, recessão gengival, reabsorção óssea, mobilidade dentária e perda do dente. Seraidarian *et al.* (2001) e Lanza *et al.* (2002) apresentam como conseqüências destas facetas a hipertrofia e dolorimento muscular, desgastes nas bordas incisais, presença de linha alba na mucosa jugal, edentações no bordo lateral da língua, desordens temporomandibulares, fratura de restaurações e próteses fixas e sobre implantes, implantes e seus componentes.

Os contatos oclusais, quando apresentarem-se irregularmente distribuídos nos arcos dentários e, associados às desarmonias musculares, seriam capazes de provocar movimentação dentária, provocando instabilidade oclusal (Mahony, 2005).

De acordo com McNeill (2000), a oclusão fisiológica propicia um equilíbrio funcional sobre todos os tecidos do sistema estomatognático, sendo encontrada em pacientes saudáveis e com bem-estar, que não precisem de tratamento clínico e que, as forças de tensão sobre os tecidos dentários e de suporte estejam em equilíbrio com a capacidade adaptativa destes tecidos, bem como com os processos biológicos e ambientais locais.

Diversos métodos e modelos de estudo como modelos físicos (GYSI, 2000 *apud* Okeson), mandíbula de madeira e crânio humano seco (Hatcher *et al.*, 1986), modelos de resina fotoelástica e extensômetros (*strain gauges*) (SAkagushi *et al.*, 1991.) e os modelos matemáticos bi ou tridimensionais de elementos finitos (Korioth *et al.*, 1992) têm sido empregados, com grande eficiência e precisão, para o estudo da dinâmica oclusal e de todo o sistema estomatognático, visando uma melhor compreensão de sua biomecânica.

Para Daegling & Hylander (2000) existem três tipos de estudo que poderiam ser empregados para avaliar o comportamento mandibular, sendo eles: análise de corpo-livre, modelos de resinas fotoelásticas e os MEF. As análises de corpo-livre oferecem vetores de forças e direção hipotéticas, oferecendo uma idéia aproximada da natureza das forças internas, agindo nas estruturas. Os modelos de resina fotoelástica apresentam facilidade em sua confecção e fácil visualização dos efeitos das forças internas nos modelos em estudo. O MEF seria o método mais preciso na descrição da intensidade, direção e duração das forças, no grau de deformação e deslocamento dos corpos, bem como na visualização da distribuição destas forças

nas estruturas internas e externas do modelo em estudo, muito semelhante ao que acontece *in vivo*, onde neste caso, seria impossível de visualizar.

Lotti *et al.* (2006) descreveram que o MEF é utilizado há algum tempo, com resultados precisos, em experimentos envolvendo o efeito das cargas aplicadas aos dentes e estruturas afins, relacionadas à odontologia, apesar de existirem outras metodologias, menos precisas e limitadas, para o referido estudo como modelos fotoelásticos e o estudo com *laser* holográfico, modelos matemáticos analíticos, análises experimentais em humanos e/ou animais.

A literatura mostra-se escassa quando procuramos trabalhos relacionando intensidade dos contatos oclusais com a área de contato, sendo necessários mais estudos para que haja uma melhor entendimento das alterações que esta relação poderia provocar nas estruturas afins do sistema estomatognático

Sendo assim, baseado nos conceitos atuais de oclusão e, com a finalidade de buscar uma melhor compreensão de um esquema oclusal ideal, avaliaremos, através de modelos tridimensionais de elementos finitos, contendo dentes naturais e tecidos de suporte da mandíbula, a ação do aumento da área de contato oclusal sobre os dentes naturais e no periodonto de sustentação.

Material e métodos

Com a finalidade de pesquisar a influência do aumento da área de contato oclusal sobre dente natural e osso alveolar, foi desenvolvido, no Laboratório de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, modelamentos matemáticos tridimensionais, apresentando estruturas anatômicas fundamentais para execução do trabalho, como um molar inferior e suas raízes, circundados por osso alveolar. Estes modelamentos foram desenvolvidos a partir dos modelos criados por Oliveira *et al.* (2006).

O processo de desenvolvimento geométrico dos MEF ocorreu de forma independente, sendo iniciado por um *software* específico de desenho industrial denominado *IronCAD*[®] - versão 9.0 (*IronCAD, Atlanta, Geórgia, USA*), indispensável para determinar a precisão dos modelos. Como alternativa para simplificar o processo de criação destes modelos matemáticos, tornando viável sua conversão

em MEF, considerou-se o osso alveolar mandibular como um corpo sólido, com as mesmas propriedades uniformes (isotrópicos) e mecânicas. Da mesma forma, o dente natural foi considerado como um corpo sólido e, mesmo tendo sido desenhado separadamente, não se diferenciou o esmalte da dentina, do cemento e da polpa dentária. As propriedades mecânicas das estruturas geradas foram encontradas na literatura, no artigo escrito por Yang *et al.* (1999), com o esmalte apresentando módulo de elasticidade de 21.400 MPa e coeficiente de *Poisson* de 0,31 e, o osso alveolar mandibular apresentando módulo de elasticidade de 14.500 MPa e coeficiente de *Poisson* de 0,30.

Depois de concluída a criação dos modelos gráficos foram geradas as malhas de elementos finitos para cada estrutura anatômica, de forma independente, por meio de outro *software* denominado *SolidWorks*[®]- versão *Office Premiun* (*Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA*). A referida malha foi criada usando elementos tetraédricos, com quatro nós, onde estes apresentavam três graus de liberdade por nó. Este mesmo *software* também foi utilizado com a finalidade de exercer a carga oclusal sobre o modelo em estudo.

Os resultados das análises referentes aos dados coletados, de acordo com os objetivos deste trabalho, foram calculados e obtidos por um *software* específico denominado *CosmosWorks*[®]- versão 2008 (*Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA*). Este mesmo *software* teve o objetivo de estabelecer as representações gráficas e numéricas, referentes ao estudo proposto.

É importante ressaltar que apesar da relevância do ligamento periodontal, como estrutura fundamental na absorção e transmissão de forças oclusais e, conseqüentemente, no deslocamento dentário, esta estrutura somente deve ser gerada quando for necessária a criação de MEF com características viscoelastoplásticas, a serem avaliadas ao longo do tempo. No entanto, como os MEF desenvolvidos apresentaram características linear-elásticas, sendo avaliados em posições definidas deformadas e não-deformadas, tornou-se dispensável sua confecção, sem riscos de comprometer os resultados dos testes propostos nesta pesquisa.

Sobre a superfície oclusal do molar inferior foram aplicadas cargas axiais estáticas de 100N de força, distribuídas, com a mesma intensidade, sobre todos os pontos de contatos, variando apenas o diâmetro da área de contato oclusal (Fig. 1).

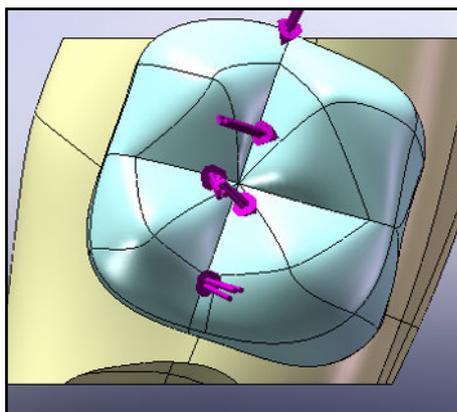


Fig. 1: Direção das cargas oclusais

Para cada conjunto de contatos oclusais, com seus respectivos diâmetros, foi gerado um MEF, contendo um molar inferior e osso alveolar. Os diâmetros dos contatos oclusais a serem incorporados foram de 0,5mm, 1,0mm e 1,5mm, recebendo a denominação, respectivamente, de MEF-1, MEF-2, MEF-3.

O MEF-1 apresentou seus elementos com o tamanho de 1,13401 mm, com 12.623 elementos e 184,747 nós (Fig. 2). O tamanho dos elementos do MEF-2 foram de 1,50257 mm, com 76.282 elemento 113.429 nós (Fig. 3). O MEF-3 apresentou 29.227 elementos, medindo 1,98453 mm cada, com 43.956 nós (Fig. 4).

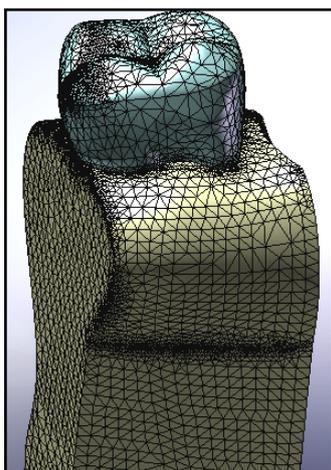


Fig. 2: Malha do MEF-1

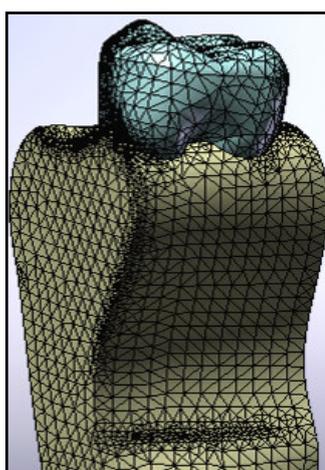


Fig. 3: Malha do MEF-2

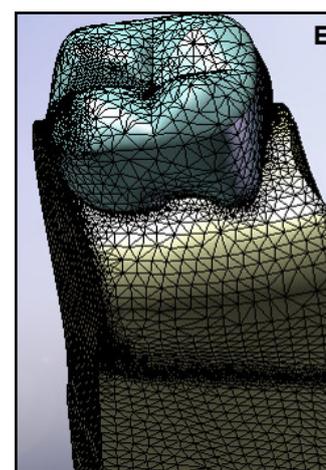


Fig. 4: Malha do MEF-3

O dente selecionado para o referido estudo, ao receber as cargas oclusais, não foi capaz de se movimentar no sentido mesio-distal e vestibulo-lingual devido às restrições impostas nos MEF (setas verdes – Fig. 5), sendo capaz apenas de se deslocar no sentido vertical (seta vermelha - Fig. 5).

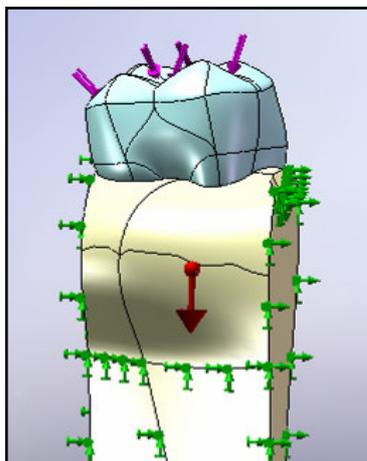


Fig. 5: Sentido de deslocamento vertical

A localização dos contatos oclusais foi estabelecida de forma padronizada e equilibrada, considerando que os dentes posteriores apresentassem contatos completos do tipo cúspide-fossa e cúspide-cristal, conforme descrito por McNeill (2000) e Cerveira Netto E Zanatta (1998). No entanto, cada molar apresentou um contato oclusal na região de crista marginal distal e mesial e três contatos nas vertentes internas das cúspides (tipo tripoidismo), na região da fossa central (Fig. 6).

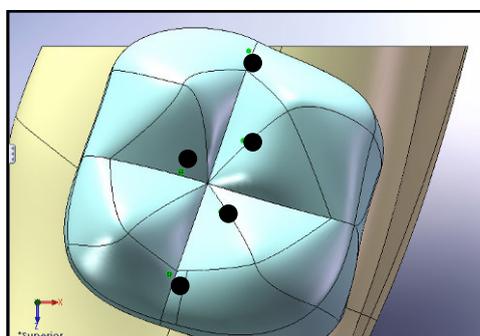


Fig. 6: Localização dos contatos oclusais

A influência das forças oclusais sobre o dente natural e osso alveolar, variando da área de contato, conforme objetivo deste estudo, foi analisada em três diferentes regiões: na superfície oclusal do dente (Fig. 7), no limite amelo-cemetário, na região cervical do dente (Fig. 8) e no rebordo alveolar (Fig. 9).

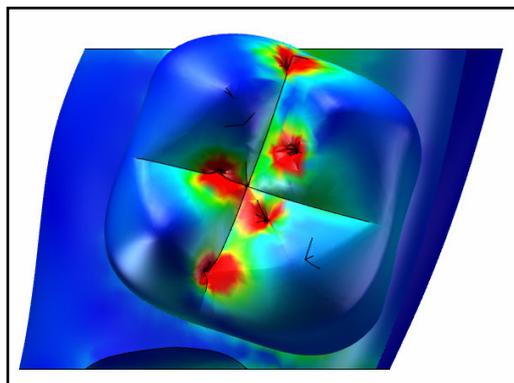


Fig. 7: Visão coronal dos pontos de contatos oclusais

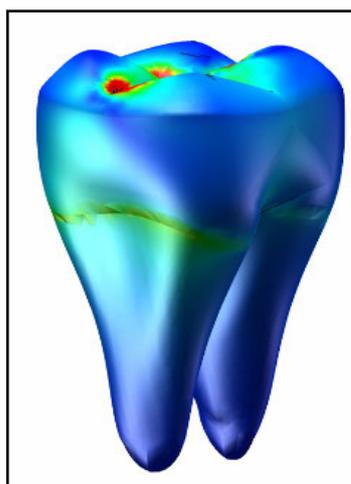


Fig. 8: Visão lateral das tensões no dente

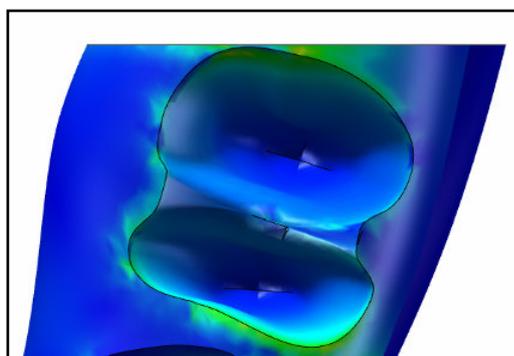


Fig. 9: Visão coronal das tensões no rebordo alveolar

Resultados

Na imagem oclusal do MEF-1 encontramos no ponto de contato oclusal, selecionado sobre a crista marginal (Fig. 10), valores de tensões de 51 Mpa. No MEF-2 e no MEF-3, estes valores gerados foram de 49,8 MPa e 38,1 MPa, respectivamente. Comparando estes resultados observamos que a tensão no MEF-1 foi 2,4% maior que no MEF-2 e este foi 30,7% maior que no MEF-3. O ponto no MEF-1 foi 33,8% maior que no MEF-3 (Fig. 11).

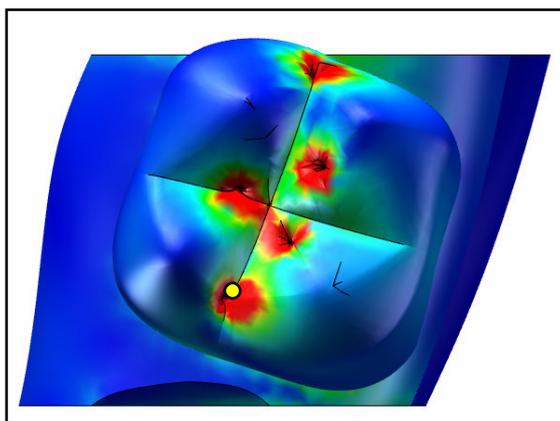


Fig. 10: Ponto de contato oclusal selecionado

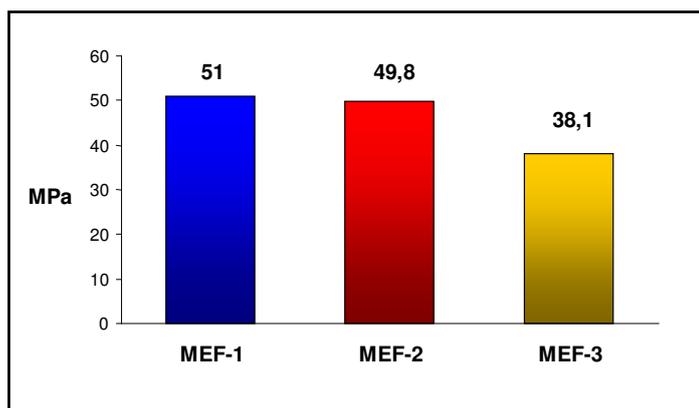


Fig. 11: Gráfico de valores (MPa) dos pontos de contato

Em uma visão lateral do dente, especificamente na interface dente-osso alveolar, no limite amelo-cementário, encontramos os valores de tensões para o MEF-1 valendo 3,4 Mpa, para o MEF-2 valendo 4,5 Mpa e para o MEF-3, 4,9 MPa.

O valor da tensão gerada, no ponto selecionado desta imagem (Fig. 12), no MEF-1 foi 32,3% menor que no MEF-2. Neste, foi 8,8% menor que no MEF-3 e, no MEF-1 foi 44,1% menor que o MEF-3 (Fig. 13).

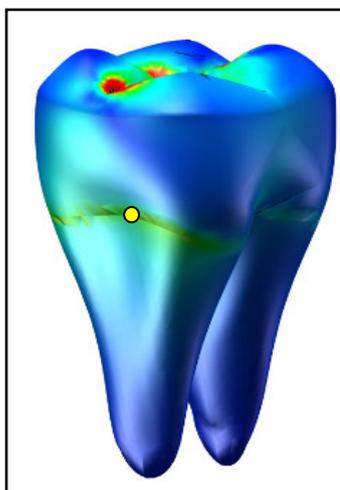


Fig. 12: Ponto de tensão lateral selecionado

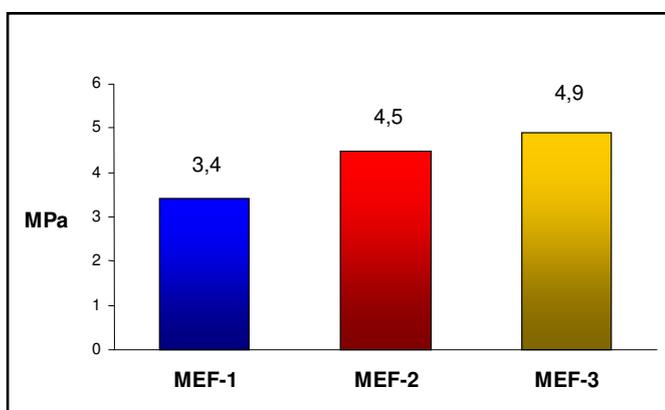


Fig. 13: Gráfico de valores (MPa) dos pontos de tensão lateral

No osso alveolar, junto à região cervical do dente selecionado, encontramos diferenças de valores entre os 3 estudos sendo, 6,4 Mpa, 5,6 Mpa e 5,3 Mpa, para os MEF-1, MEF-2 e MEF-3, respectivamente. Para esta imagem o valor no ponto selecionado (Fig. 14) no MEF-1 foi 14% maior que no MEF-2 e 20,7% maior que no MEF-3. O MEF-2 apresentou valor de tensão 5,8% maior que o MEF-3 (Fig. 15).

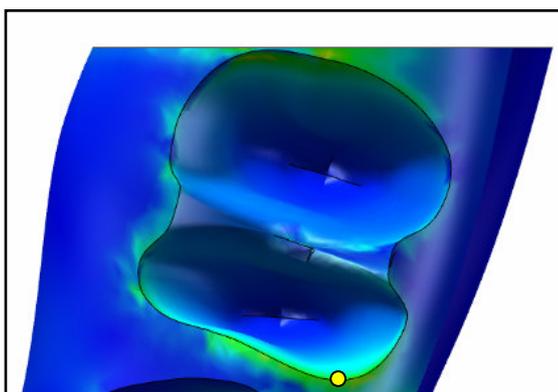


Fig. 14: Ponto de tensão selecionado sobre o osso alveolar

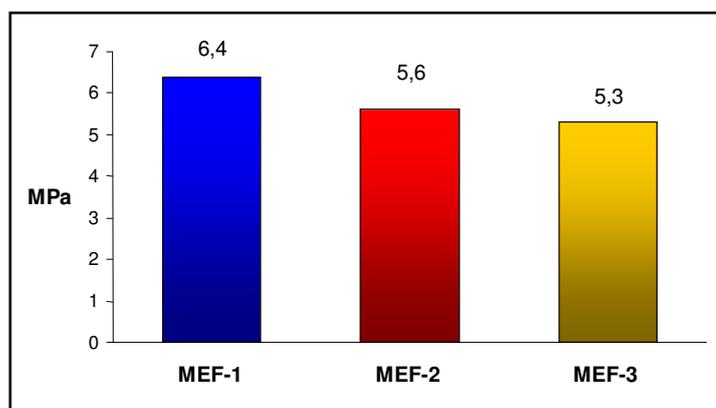


Fig. 15: Gráfico de valores (MPa) das tensões sobre o osso alveolar

Discussão

Os MEF são encontrados na literatura, há anos, e sua utilização vem aumentando, a cada dia, pelo fato deste método ser correto e confiável, do ponto de vista matemático, sendo bastante respeitado e válido na comunidade acadêmica. Na odontologia os MEF podem ser utilizados para avaliar o comportamento biomecânico de alguma estrutura do sistema estomatognático, apresentando alta precisão na descrição da intensidade, descrição e direção das forças, grau de deformação e deslocamento dos corpos, visualização da distribuição das forças nos

modelos, sendo muito semelhantes ao que acontece *in vivo* (Lotti *et al.*, 2006; Baiamonte *et al.*, 1996; Daegling e Hylander, 2000; Rubo e Souza, 2001).

Estudos em MEF demonstraram que cargas axiais seriam capazes de gerar tensões uniformes nas raízes dos dentes, apresentando maior concentração de carga no ponto de contato, na superfície oclusal do dente (Selna *et al.*, 1975). O esmalte próximo ao limite amelo-cementário apresentou tensão consideravelmente maior que as tensões geradas ao longo das raízes (Yettran *et al.*, 1976; Yang *et al.*, 1999, Rees, 2001; Rees, 2002). Estes achados apresentam-se semelhantes aos resultados deste estudo.

As estruturas geradas nesta pesquisa, como osso alveolar e dente, apresentaram propriedades uniformes (isotrópicas), conforme descrita por Yang, em 1999. A malha de elementos finitos, de forma tetraédrica, foi ajustada de acordo com a necessidade de cada modelo, com seus nós apresentando três graus de liberdade, tornando-os mais exatos (Magne *et al.*, 2002). A simplificação na criação dos MEF, principalmente por não ter sido criado o ligamento periodontal, não diminui a precisão dos dados gerados por estes modelos (Daegling e Hylander, 2000; Menecucci *et al.*, 2001; Baiamonte *et al.*, 1996).

Pontos de contatos do tipo cúspide-crista marginal, buscando uma estabilidade méso-distal, e do tipo cúspide-fossa ou triploidizados, buscando uma estabilidade vestibulo-lingual, foram inseridos neste trabalho de acordo com a filosofia de McHarris (1985), Alonso *et al.* (1999), Cerveira Netto e Zanatta (1998), McNeil (2000) e Okeson (2000). O princípio de oclusão ideal é unânime entre os autores por relacionar-se com a presença de contatos oclusais estáveis, simultâneos e bilaterais, com mesma intensidade de força e direção, sendo esta direcionada no sentido do longo eixo do dente. Em contrapartida, mudança na inclinação da força oclusal aumentaria, em quatro vezes, a tensão sobre o rebordo alveolar, sem considerar o diâmetro do contato oclusal (Hood *et al.*, 1975).

Por meio do estudo do diâmetro da área de contato oclusal pode-se fazer uma avaliação das condições dentárias e periodontais e de hábitos parafuncionais (Hibi e Ai, 1997), semelhante a idéia deste trabalho. Sendo assim, a área de contato oclusal, para toda a boca, seria de 3 a 4mm², mas com o aparecimento das facetas de desgastes esta área poderia atingir de 2 a 4mm², por dente ou até mesmo toda a superfície do dente (Alonso *et al.*, 1999). Neste trabalho, o maior tamanho da área de contato oclusal foi de 1,77mm², considerando o diâmetro de 1,5mm por ponto.

Apesar da força de mordida sobre o dente ter sido constante e instantânea, o aumento destas variáveis provocaria o aumento, linear, do tamanho da área de contato (Hidaka *et al.*, 1999, Kumagai *et al.*, 1999, Gurdapsri *et al.*, 2000).

O diâmetro do contato oclusal aumenta devido ao atrito mastigatório funcional e/ou parafuncional e, se houver necessidade de um tratamento restaurador ou ajuste oclusal as superfícies oclusais não deverão apresentar formato convexo, para não diminuir a área de contato oclusal (Kim *et al.*, 2001), coincidindo com os resultados deste estudo.

No entanto, comparando os três modelos em estudo e considerando que a carga que chega nesta região não mudará quando da variação do tamanho da superfície de contato, desde que o esforço incidente não varie com o tempo, podemos concluir que o aumento do diâmetro dos contatos oclusais provoca menos tensão na região do rebordo alveolar, diminuindo a chance de reabsorção; aumenta a probabilidade de provocar lesão cervical não-cariosa e, os níveis de tensão localizados no ponto de incidência das forças tendem a diminuir, minimizando a possibilidade de fratura do dente.

A criação de MEF, contendo estruturas mais detalhada, são necessárias para se conseguir, em novas pesquisas, resultados mais confiáveis, precisos e bem próximos do real (*in vivo*), independente do tempo, da intensidade e direção de força, do deslocamento das estruturas e da quantidade de cálculos a serem realizados.

Referências

- ALONSO, A. A.; ALBERTINI, J. S.; BECHELLI, A. H. **Oclusión y diagnóstico en rehabilitación oral**. Buenos Aires: Panamericana, 1999. 652p.
- BAIAMONTE, T.; ABBATE, M. F.; PIZZARELLO, F. LOZADA, J.; JAMES, R. The experimental verification of the efficacy of M.E.F. to dental implant systems. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v.22, n.2, p.104-110, 1996.
- BECKER, C. M.; KAISER, D. A. Evolution of occlusion and occlusal instruments. **Journal of Prosthodontics**, v.2, n.1, p.33-43, Mar. 1993.
- CERVEIRA NETTO, H; ZANATTA, E. C. Simplificando o ajuste oclusal. In: Gonçalves, E. A. N; Feller, C. (Org.). **Atualização na clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 1998. Cap.14, p. 325-366.

- DAEGLING, D. J.; HYLANDER, W. L. Experimental observation, theoretical models and biomechanical interference in the study of mandibular form. **American Journal of Physical Anthropology**, Washington, n.112, p. 541-551, 2000.
- GURDSAPSRI, W.; AI, M.; BABA, K; FUEKI, K. Influence of clenching level on intercuspal contact area in various regions of dental arch. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.27, n.3, p.239-244, Dec. 2000.
- HATCHER, D. C.; FAULKNER, M. G.; HAY, A. Development of a mechanical and mathematical model to study temporomandibular joint loading. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.55, n.3, p.377-384, Mar. 1986.
- HIBI, H; AI, M. An optical system for measuring inclination and area of occlusal facets. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.24, n.9, p.673-677, Sept. 1997.
- HIDAKA, O.; IWASAKI, M.; SAITO, M.; MARIMOTO, T. Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area and average bite pressure. **Journal of Dental Research**, v.78, n.7, p.1336-1344, 1999.
- HOOD, J. A.; FARAK, J. W.; CRAIG, R. G. Stress and deflection on three different pontic design. **Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.33, n.1, p.54-59, Jan. 1975.
- KIM, S. K.; KIM, K. N.; CHANG, I. T.; HEO, S. J. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.28, n.11, p.1048-1055, Nov. 2001.
- KORIOTH, T. W. P.; ROMILLY, D. P.; HANNAM, A. G. Three-dimensional finite element analysis of the dentate human mandible. **American Journal of Physical Anthropology**, v.88, p.69-96, 1992.
- KUMAGAI, H.; SUZUKI, T.; HAMADA, T.; SONDRANG, P.; FUJITANI, M.; NIKAWA, H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.26, n.12, p.932-935, Dec.1999.
- LANZA, M. D.; POLETTO, T. A.; ROCHA, W. M. S. Planejamento integrado de tratamento: prótese centrada na manutenção da saúde: prótese/oclusão. In: CONGRESSO INTERNACIONAL DE ODONTOLOGIA DE SÃO PAULO, 20, 2002, São Paulo. **Atualização em clínica odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 2002. v.6, Cap.20: p.463-477.
- LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, Ê. T.; LANDRE JÚNIOR, J. **Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos**. Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial. v.11, n.2, p.35-43, mar/abr. 2006.
- MAGNE, P.; NIKOLAOS PERAKIS, U. R. S.; BELSER, C.; KREJCI, I. Stress distribution of inlay-anchored adhesive fixed partial dentures: a finite element analysis of the influence of restorative materials and abutment preparation design. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.87, n.5, p.516-527, May. 2002.
- MAHONY, D. Refining occlusion with muscle balance to enhance long-term orthodontic stability. **The Journal of Clinical Pediatric Dentistry**, v.29, n.2, p.93-98, 2005.
- McDEVITT, W. E.; WARRETH, A. A. Occlusal contacts in maximum intercuspalation in normal dentitions. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.24, n.10, p.725-734, Oct. 1997.

- McHARRIS, W. Occlusal adjustment via selective cutting of natural teeth, part I and II. **International Journal of Periodontics Restorative Dentistry**, v.5, n.5, p.8-25, 1985.
- McNEILL, C. **Ciência e prática da oclusão**. Trad. Ana Júlia Garcia. São Paulo: Quintessence, 2000. 538p.
- MENICUCCI, G.; MOSSOLOV. A.; MOZZATI, M.; LORENZETTI, M.; PRETI, G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analysis. **Clinical Oral Implants Research**, Copenhagen, v.12, p. 334-341, 2001.
- OKESON, J. P. **Tratamento das Desordens Temporomandibulares e Oclusão**. Trad. Milton Édson Miranda. 4 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. 500p.
- OLIVEIRA, S. G. **Desenvolvimento de modelo tridimensional de elementos finitos de maxila e mandíbula para estudo das deformações e deslocamentos resultantes dos contatos dentários**. 2003. 151f. Dissertação (Mestrado em Clínicas Odontológicas – Ênfase em Prótese Dentária) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte.
- OLIVEIRA, S. G.; SERAIDARIAN, P. I.; LANDRE JR., J.; OLIVEIRA, D. D. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.33, n.12, p.874-880, Dec. 2006.
- RAMFJORD, S. P.; ASH, M. M. **Occlusion**. 3 ed., Philadelphia: WB Saunders, 1983. 129p.
- RESS, J. S. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.28, n.2, p.425-432, Feb. 2001.
- RESS, J. S. The effect of variation in occlusal load on the development of abfraction lesions: a finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.29, n.2, p.188-193, Feb. 2002.
- RUBO, J. H.; SOUZA, E. A. C. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. **Revista da Faculdade de Odontologia da FOB**, Bauru, v.9, n.3/4, p.97-103, jul/dez. 2001.
- SAKAGUSHI, R. L.; BRUST, E. W.; CROSS, M.; DELONG, R.; DOUGLAS, W. H. Independent movement of cusps during occlusal loading. **Dental Materials**, v.7, n.3, p.186-190, Jul. 1991.
- SELNA, L. G.; SHILLINGBURG Jr, H. T.; KERR, P. Finite elements analysis of dental structures: asymmetric and plane stress idealizations. **The Journal of Biomedical Materials Research**, Hoboken, v.9, n.2, p-237-262, Mar. 1975.
- SERAIDARIAN, P. I.; ASSUNÇÃO, Z. L. V.; JACOB, M. F. Bruxismo: uma atualização dos conceitos, etiologia, prevalência e gerenciamento. **JBA: Jornal Brasileiro de Oclusão, ATM & Dor Orofacial**. Curitiba, v.1, n.4, p.290-295, out/dez. 2001.
- SIMON, J. Biomechanically-induced dental disease. **General Dentistry**. Chicago, v.48, p.598-605, 2000.
- WISKOTT, H. W. A.; BELSER, U. C.; A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: Historical review and clinical guidelines. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.73, n.2, p.169-183, Feb. 1995.

- YANG, H.; LANG, L. A.; FELTON, D. A. Finite element stress analysis on the effect of splinting in partial denture. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v.81, n.6, p.721-728, Jun. 1999.
- YETTRAN, A. L.; WRIGHT, K. W. J.; PICKARD, H. M. Finite element stress analysis of the crown of normal restored teeth. **Journal of Dental Research**, Washington, v.55, n.6, p.1004-1011, Nov/Dec. 1976.