

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS

Faculdade de Odontologia

**DESENVOLVIMENTO DE MODELO TRIDIMENSIONAL DE ELEMENTOS FINITOS
DE MAXILA E MANDÍBULA PARA ESTUDO DAS DEFORMAÇÕES E
DESLOCAMENTOS RESULTANTES DOS CONTATOS DENTÁRIOS**

Sérgio Gomes de Oliveira

Belo Horizonte
2003

SÉRGIO GOMES DE OLIVEIRA

DESENVOLVIMENTO DE MODELO TRIDIMENSIONAL DE ELEMENTOS FINITOS DE MAXILA E MANDÍBULA PARA ESTUDO DAS DEFORMAÇÕES E DESLOCAMENTOS RESULTANTES DOS CONTATOS DENTÁRIOS

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

Orientador: Prof. Dr. Paulo Isaias Seraidarian.

Co-orientador: Prof. Dr. Jánes Landre Jr.

Belo Horizonte
2003

Dedicatória

Este trabalho é dedicado a um profissional extraordinário, meu pai de profissão, pelo seu exemplo de dedicação, conhecimento e habilidade:

Dr. Valdete da Costa

Agradecimentos

Este trabalho teria sido impossível não fora a inspiração, a colaboração inestimável do mestre, amigo e exemplo, por seus conhecimentos, disponibilidade e paciência, a quem serei sempre grato, meu orientador: Prof. Paulo Isaías Seraidarian, Coordenador do Mestrado em Clínicas Odontológicas, área de concentração em Prótese Dentária.

Sou agradecido:

- ao Professor e co-orientador Jánes Landre Jr., coordenador do Departamento de Engenharia Mecatrônica da PUCMinas, pela disponibilidade e atenção, de inestimável contribuição no desenvolvimento deste Trabalho;
- ao Engenheiro Sênior, Fabiano Passos, da Aetra Sistemas, por sua gentileza e paciência na produção do modelo e geração dos resultados;
- aos colegas do mestrado, cuja convivência, alegre e amigável, me ajudou a superar este desafio. - Muito obrigado!

Finalmente, meu reconhecimento, pela paciência, pelo estímulo, amor e compreensão: Myrian, minha esposa, companheira constante e inseparável; e a meus filhos Máira e Bruno. Roubei-lhes momentos de presença e lazer, em troca, vocês me dispensaram incentivo e encorajamento.

"Quando se anda somente por caminhos já traçados,
somente se chega aonde outros já foram."

Alexandre Graham Bell

Resumo

Objetivou-se, neste trabalho, a construção de um Modelo de Elementos Finitos, de maxila e mandíbula humanas, com vinte e oito elementos dentários permanentes.

Desenvolvido a partir de uma tomografia computadorizada helicoidal, redesenhada em programa de computador e, posteriormente, confeccionada a malha de Elementos Finitos, o modelo possibilitou o estudo da biomecânica dentária.

Mantendo-se inalterada a carga de fechamento mandibular, avaliaram-se quatro padrões de distribuição dos contatos oclusais e sua influência no equilíbrio posicional dos dentes.

Os resultados permitiram concluir que a variação na distribuição dos contatos dentários tem influência no deslocamento dos dentes, sendo possível identificar tendências de deslocamento de forma tridimensional, em cada dente.

Abstract

The present work, aimed at the construction of a Model of Finite Elements, of a human maxilla and mandible, with twenty-eight permanent dental elements.

The model was developed starting from a helicoid tomography, that was redraw in a computer program and later made a meshwork of Finite Elements, making possible the study of the dental biomechanics.

The model allowed the evaluation of different patterns in distribution the occlusal contacts, as well as the possibility of verification of the positional balance of the teeth, in four different situations, staying unaffected the load of the mandibular closing.

The found results allowed to complete that the variation of distribution of the dental contacts has influence in the displacement of the teeth, being possible to identify tendencies of displacement in a three-dimensional way, in each tooth.

SUMÁRIO

Dedicatória	iii
Agradecimentos	iv
Epígrafe	v
Resumo	vi
Abstract	vii
1) Introdução	01
2) Revisão da Literatura	
a) Conceitos de Biomecânica e Metodo de Elementos Finitos	04
b) Estabilidade e forças oclusais	10
c) Biomecânica dental utilizando o MEF	27
3) Proposição	48
4) Material e Método	49
5) Resultados	63
6) Discussão	123
7) Conclusões	136
8) Referências Bibliográficas	137

1 INTRODUÇÃO

É sabido que, dentro de seus respectivos alvéolos, a estabilidade da posição dos dentes humanos depende de diversos fatores, entre eles, dos aspectos anatômicos; das forças da língua, bochechas e lábios; dos contatos proximais entre dentes da mesma arcada; das interações resultantes dos contatos oclusais, tanto nas funções pertinentes ao sistema estomatognático, quanto nos hábitos parafuncionais (RAMFJORD e ASH, 1984). Assim, a existência de contatos oclusais estáveis, bilaterais, simultâneos e de mesma intensidade são importantes na manutenção do equilíbrio do sistema. Por outro lado, a presença de interferências oclusais, que podem desestabilizar o sistema, são aspectos bastante referidos na literatura odontológica (ALONSO, 2000).

Entretanto, alguns aspectos de eventos biomecânicos que resultam das cargas oclusais, funcionais ou não, sobre os dentes e seus tecidos de sustentação, ainda não estão suficientemente esclarecidos. Como exemplo, pode-se citar a migração ou apinhamento de dentes anteriores, em adultos, por vezes atribuída a terceiros molares não erupcionados, à perda de elementos dentais, ao crescimento mandibular terminal, a fibras dento-dentais, a doenças periodontais ou, ainda, à presença de hábitos parafuncionais (NANDA e ZERNIK,1993). No entanto, poucos são os trabalhos que enfatizam a interpretação da intensidade, frequência, duração e sentido dessas forças, bem como das conseqüências sobre a estabilidade posicional dos dentes, da mandíbula e das estruturas de proteção, sustentação e funcionamento do sistema estomatognático. Esse assunto merece, ainda, melhor entendimento e, portanto são necessários mais estudos que promovam uma melhor compreensão dessas alterações (JEON, 1999; VOLLMER,1999).

Nesse sentido, têm sido utilizados diversos métodos e modelos de estudo, para estudar a dinâmica do sistema estomatognático, levando a compreender melhor sua biomecânica, desde modelos físicos, haja vista o empregado por Alfred Gysi, em 1921, mediante confecção de uma mandíbula de madeira, passando pelo crânio humano seco, como o utilizado por Hatcher, em 1986.

Modelos de resina fotoelástica transparente foram bastante utilizados nesse tipo de estudo, por mais de meio século. Na tentativa de calcular forças e momentos, que seriam impossíveis de ser medidos *in vivo*, modelos matemáticos também foram empregados. Estes possibilitariam o isolamento completo de uma única variável como, por exemplo, cargas na articulação têmporomandibular. Observam-se ainda, na literatura, outras técnicas que visam ao estudo da biomecânica do corpo humano, como o uso de extensômetros (*strain gauges*), que são extremamente precisos no estudo de deformações externas de pequenas estruturas, apesar de ainda altamente invasivas, em aspectos internos (SAKAGUSHI *et al.*, 1991).

Valendo-se de programas de computação gráfica e de cálculos matemáticos produzidos por computador, a modelagem dessas estruturas tem sido cada vez mais empregada em bioengenharia. Denominado Método dos Elementos Finitos (MEF), vem se tornando alternativa de abordagem promissora, com a vantagem adicional de possibilitar o estudo em regiões impraticáveis ou de difícil acesso (KORIOTH *et al.*, 1992).

O método, inicialmente, foi empregado em cálculos de respostas físicas, de forma bidimensional e, atualmente, acompanhando a evolução da capacidade de cálculo dos computadores, em estudos tridimensionais mais acurados. O MEF promove uma representação de critérios mecânicos quantitativos e qualitativos, a partir de simulações em modelo computadorizado, fornecendo uma avaliação das

tensões, deformações e deslocamentos, desenvolvidos nas estruturas, sendo de grande aplicação no estudo da biomecânica dental e mandibular (HART et al., 1992).

Os programas CATIA e PATRAN/NASTRAN foram utilizados como ferramenta de modelagem geométrica 3d para posterior geração da malha de elementos finitos, permitindo o estudo da biomecânica das atividades funcionais e parafuncionais do sistema estomatognático.

2 - REVISÃO DA LITERATURA

Com o objetivo de facilitar o entendimento, optou-se por dividir a revisão da literatura em três partes: na primeira, são abordados alguns princípios, da biomecânica e do Método dos Elementos Finitos, que serão utilizados ao longo do trabalho; na segunda, é feita uma revisão dos conceitos que regem o equilíbrio oclusal e mandibular, e, na terceira, relata-se a utilização, neste tipo de estudo, do Método dos Elementos Finitos.

2.1 Conceitos de Biomecânica e de Elementos Finitos

Qualquer fenômeno da natureza, seja biológico, geológico ou mecânico, pode ser transcrito, relativamente ao assunto de interesse, com base nas leis da física, em termos de equações algébricas, diferenciais ou integrais. Fenômenos físicos têm sido estudados sob dois aspectos fundamentais: formulação matemática, do processo físico, e análise numérica, conforme modelo matemático. Tanto estruturas biológicas naturais quanto artificiais, como próteses dentárias, por exemplo, podem ser estudadas em seus aspectos mecânicos (REDDY, J.N., 1979).

O equilíbrio do sistema oclusal, responsável pelo engrenamento dental e, conseqüentemente, pelo posicionamento mandibular, pode ser considerado um sistema mecânico, decorrente de princípios de biomecânica. Tal sistema, por sua vez, é constituído de estruturas anatômicas, sobre as quais atuam forças capazes de gerar tensões, deformações e deslocamentos. O entendimento desse fenômeno, de

natureza biomecânica, requer a utilização de propriedades mecânicas das estruturas e das forças que sobre elas atuam (SIMON, J.; 2000).

No caso presente, as forças que atuam no sistema estomatognático são de ordem postural e neuromuscular, constituindo, a posição dos dentes, um *equilíbrio dinâmico* resultante de diversas forças opostas que se anulam. Essas forças podem gerar *Tensão*, termo usado para relacionar uma quantidade de força por unidade de área, diminuindo, tipicamente, em razão da distância e da força aplicada. Muito utilizados em engenharia, os testes de tensão/deformação, na verdade, utilizam quatro grupos principais de ensaio: tração, compressão, cisalhamento e flexo-torção. A distribuição da tensão, por toda a área de atuação da força, é fundamental para o equilíbrio de um corpo sólido. Por exemplo, quanto mais bem distribuídos os contatos oclusais, menor a tensão sobre cada um dos dentes, evitando-se, conseqüentemente, o deslocamento. *Resistência*, por sua vez, é a capacidade que um material possui de suportar tensões, exibindo certa quantidade de deformação plástica, ou fratura, como no caso de testes padronizados de carga, em corpos de prova. Tensão localizada em pequena área, ou secção, pode ser crítica em materiais restauradores. Considerada *Elástica* quando o material pode recuperar a forma original, ou *Plástica*, quando a deformação é permanente. A força aplicada pode produzir tensões de tração, de compressão ou de cisalhamento, conforme a direção de sua aplicação ou, ainda, ser expressa como tensão por *Flexão*, como no caso de estruturas de próteses fixas.

Deformação é o termo utilizado para descrever a modificação física de um objeto submetido a determinada tensão. Sempre que uma tensão estiver presente, uma deformação será induzida. Como termo descritivo, pode ser expresso como a diferença entre a alteração do comprimento e o comprimento original. Nos materiais

homogêneos, ou *isotrópicos*, existe uma relação direta entre tensão e deformação, ou distensão, conhecida como Lei de Hooke. A resistência à tração pode ser expressa em Newtons, por metro quadrado; em Meganewtons, por metro quadrado, ou *Megapascal* (MPa); no sistema inglês de mensuração, em libras por polegada quadrada. (ANNUSAVICE, 1998).

O *Módulo de Elasticidade* de Young (E), por sua vez, constante ou *isotrópico* para qualquer material homogêneo, como aço ou alumínio, e que apresenta um diagrama tensão/deformação característico, descreve a relativa rigidez de um material. Para os materiais biológicos, geralmente *anisotrópicos*, como esmalte, dentina e osso cortical, por exemplo, o módulo, neste caso, mais difícil de ser calculado, pode variar de acordo com a localização e a direção da força. A relação, ou *Coefficiente de Poisson*, é uma propriedade de engenharia dos materiais que se refere à relação de tensão de tração e compressão axial, e está relacionada com a natureza e a simetria das forças de união interatômica. Para um material ideal, isotrópico, de volume constante, a relação, ou *Coefficiente de Poisson*, é 0,5, ao passo que a maioria dos materiais de engenharia possui valores de aproximadamente 0,3 (CALLISTER, 2002).

A biomecânica tem procurado desenvolver modelos matemáticos que representem adequadamente situações físicas reais. Quando se faz uma análise mecânica de órgãos biológicos, objetiva-se determinar tensões, deformações e deslocamentos, que podem ocorrer, por exemplo, com os dentes ou a mandíbula. As deformações internas, externas ou as tensões decorrentes da aplicação de cargas podem ser estudadas por diversos métodos, como o Método dos Elementos Finitos, que permite modelar estruturas complexas de geometria irregular e avaliar interações entre materiais com propriedades diferentes, como os dentes, ossos e

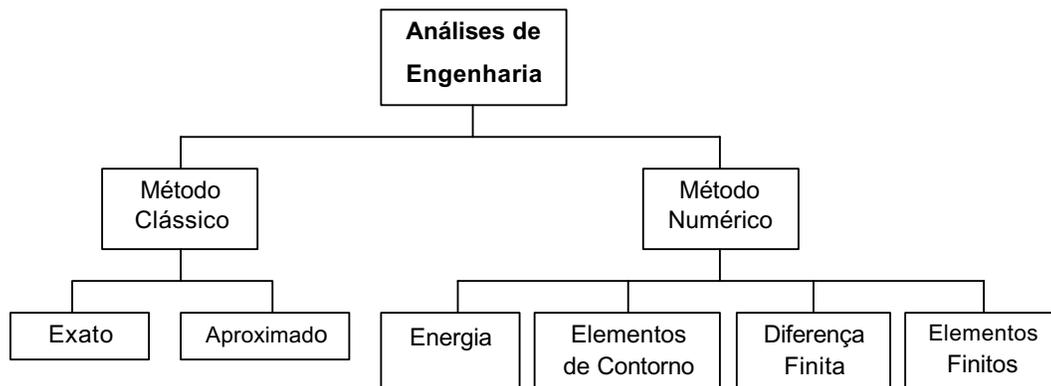
músculos. Como nem sempre é possível analisar estruturas como um todo, considera-se mais viável estudar os elementos separadamente para, posteriormente, fazer uma síntese, com melhor domínio do sistema (REZENDE, 2000).

Marco no desenvolvimento do Método dos Elementos Finitos foi a publicação clássica de TURNER e colaboradores, em 1956, sobre análise de resistência e deflexão de estruturas complexas. Seguiu-se o desenvolvimento e aperfeiçoamento dos programas de computador, que aperfeiçoaram e incrementaram o uso do Método dos Elementos Finitos. Nos anos 60, reconhecido como rigorosamente correto, tornou-se respeitado na comunidade acadêmica e passou a ser usado no desenvolvimento da indústria aeroespacial. A análise de estruturas complexas pelo Método dos Elementos Finitos, requer a subdivisão ou 'discretização' da estrutura (criação do modelo), em estudo, em um número finito (determinado) de seções ou elementos formando uma malha. Esses pequenos segmentos têm propriedades físicas semelhantes e são dispostos em camadas de forma bidimensional, ou tridimensional, como tijolos em uma parede. Os elementos são ligados por interseções chamadas *nós*. Através dos nós, as informações são passadas de elemento para elemento. Os *nós* são coordenadas no espaço, onde o deslocamento é determinado após uma carga (JONES et al.,2001; CORNACCHIA, 1999).

Na resposta ao carregamento estático, dois critérios são considerados mais significativos quando aplicados a materiais dúcteis: a teoria da máxima tensão de cisalhamento e a teoria da máxima energia de distorção. O primeiro critério, designado como Tresca, estabelece que a ocorrência do escoamento terá início quando a metade da maior diferença entre as tensões principais (máxima tensão cisalhante no ponto) atinge certo valor, que depende da natureza do material. No segundo critério, designado como Von Misses, o escoamento do material irá ocorrer

em um determinado ponto, quando as tensões principais, nesse ponto, satisfazem a uma equação matemática. O critério de Tresca prevê a ocorrência de escoamento antes do estabelecido segundo o critério de Von misses. Em materiais dúcteis a ocorrência de escoamento local abrange regiões onde se pode observar concentração de tensões, observação esta, importante, quando se considera a fadiga (BORESI,1993).

Método dos Elementos Finitos é, por definição, a técnica numérica de solução de problemas da mecânica dos meios contínuos pelo uso de ferramenta discreta. As análises de engenharia podem ser divididas em duas categorias: métodos clássicos, e métodos numéricos, nos quais o MEF se enquadra da seguinte forma:



Os métodos clássicos são direcionados a solucionar problemas cuja natureza possibilita um equacionamento diferencial, baseado no princípio fundamental da física. As soluções exatas, todas tendo formas fechadas, são usadas apenas para os mais simples casos de geometria, carga e condição de contorno. Qualquer que seja, a variação dos problemas clássicos pode ser resolvida usando-se soluções aproximadas a partir de equações diferenciais. Essas soluções são obtidas na forma de expansão em série truncada por um razoável grau de convergência. Tanto para

soluções exatas quanto para soluções aproximadas são requeridas formas geométricas regulares, condições de contorno simples e um bom comportamento de carregamento. Conseqüentemente, os métodos clássicos não atendem à maioria dos problemas práticos da engenharia, mas a principal vantagem desses métodos é a facilidade na compreensão dos problemas (PRZEMIENIECKI, 1985).

Métodos numéricos são indicados para uma infinidade de aplicações. O método da energia procura simplificar uma expressão para a energia potencial de uma estrutura sobre seu inteiro domínio. Aproximações trabalham muito bem em certos casos, mas não são largamente aplicadas. O método dos elementos de contorno aproxima funções que satisfazem às equações diferenciais que regem o problema. O equacionamento é reduzido porque os elementos representam apenas o domínio do contorno. Entretanto, a aplicação desse método implica o conhecimento da solução fundamental das equações constitutivas, que podem ser de difícil obtenção. O método das diferenças finitas utiliza equações constitutivas e condições de contorno com as correspondentes equações algébricas. Isso permite representar qualquer problema irregular, mas, para condições complexas de geometria, condições de contorno e carga, seu manuseio torna-se difícil. O Método dos Elementos Finitos aplica-se a uma gama ilimitada de problemas, por permitir o uso de elementos de várias formas regulares. Esses elementos podem ser combinados para se aproximar dos contornos irregulares. Da mesma forma, vários tipos de carregamentos e restrições podem ser aplicados. Esse método é aplicado em todas as áreas da engenharia, incluindo análise estrutural, transferência de calor, escoamento de fluido e eletromagnetismo. A análise de elementos finitos procura aproximar, a partir de uma forma estrutural arbitrária, uma montagem numérica formada por elementos distintos submetidos a cargas e restrições. Os elementos

finitos têm formas geométricas regulares (ou aproximadamente regulares) e soluções conhecidas. O comportamento da estrutura é obtido pela análise do comportamento coletivo dos elementos. A modelagem por elementos finitos parte de uma estrutura real e do tipo de análise desejada. Constrói-se um modelo matemático descontínuo contendo elementos finitos, especificando-se cargas, restrições e propriedades dos materiais da estrutura. Definido o modelo, por meios computacionais, geram-se matrizes de cálculos, através de milhares de interações, e se obtêm os resultados desejados, ou seja: deslocamentos, tensões, forças, modos de vibração, freqüências, temperaturas, etc. Pode-se, então, visualizar graficamente os resultados da análise, para posterior avaliação (TIMOSHENKO, 1986).

2.2 Estabilidade dentária e forças oclusais

Roy (1930) foi, provavelmente, um dos primeiros autores a se referir, sob a óptica biomecânica, aos dentes e estruturas de suporte. Afirmou que os elementos dentais remanescentes, especialmente com suporte periodontal comprometido, deveriam ser imobilizados por esplintagem fixa e, de preferência, abrangendo vários planos, para que se pudesse impedir a mobilidade. Todo arco, dessa forma, deveria ser considerado como portador de cinco planos de movimento: um incisal; dois laterais, direito e esquerdo, contendo os caninos; e dois posteriores, direito e esquerdo, contendo os pré-molares e molares. Os planos dos pré-molares e molares formam um ângulo reto com o plano incisal, ao passo que o plano dos caninos está a 45 graus do plano incisal e do plano posterior. Afirmou também que, em pacientes com doença periodontal, o sucesso da esplintagem seria assegurado pela união dos dentes remanescentes, e quando houvesse neutralização, entre si, dos cinco planos.

Jepsen (1963) descreveu um método para calcular, a partir de radiografias, a área de sustentação periodontal em dentes pilares de próteses fixas, chegando a construir tabelas para calcular, matematicamente, a capacidade de suportar forças oclusais.

Goldman (1966) salientou que cerca de 80% das fibras periodontais estariam obliquamente dispostas, destinadas a transmitir melhor as forças verticais ao alvéolo dental, transformando força de compressão em força de tração. Os demais grupos de fibra estariam orientados no sentido de dissipar esforços, em outras direções, ainda que em proporção insuficiente. Daí a importância da diminuição de forças laterais sobre periodonto de sustentação.

Rodriguez & Arrechea (1973), discutindo a distribuição periodontal das forças oclusais em dentes com uma e duas raízes, observaram, mediante método fotoelástico, que uma força axial, aplicada na fossa central de um molar, fazia com que as franjas se distribuíssem ao longo da raiz, sem aparecerem na região apical, o que preveniria danos ao suprimento vascular-nervoso. O mesmo tipo de força, aplicada na fossa mesial, direcionada fora do fulcro fisiológico do dente, não provocava igual padrão de distribuição.

Thresher e Satto (1973) estudaram, pelo Método dos Elementos Finitos, a distribuição de tensões no incisivo central superior. Concluíram que uma força, aplicada perpendicularmente ao longo eixo do dente, resultava em tensões, ao redor da raiz, sendo transferidas ao osso e provocando tração e compressão. O fulcro, ponto de transição entre essas duas tensões, localizava-se a meio caminho da raiz, ao passo que os maiores deslocamentos ocorriam na metade superior do dente.

Selna et. al.(1975), também pelo Método dos Elementos Finitos, estudaram cargas axiais geradas num segundo pré-molar inferior, observando que, na raiz,

ocorria distribuição mais uniforme de tensões e, no ponto de aplicação da carga, uma maior concentração.

Lundgreen et al. (1975) estudaram alguns aspectos funcionais de próteses extensas, sobre pilares com suporte periodontal reduzido. Para avaliação das forças, foi utilizado um dinamômetro com dois diferentes garfos: um, com capacidade de 25 kgf; outro, com capacidade até 100 kgf. A força de mordida encontrada na região dos pilares foi maior do que nos elementos suspensos. Nesse estudo, os valores obtidos, nos pacientes tratados com prótese parcial fixa, foram maiores que nos pacientes com prótese parcial removível, porém menores do que nos de dentição natural. Concluíram que, apesar de severa perda óssea, os valores de força de mordida alcançados foram próximos dos obtidos nos indivíduos com dentição natural.

Hood et al.(1975), variando a direção de aplicação de forças, em um molar inclinado e isolado no arco, afirmaram que numa mudança, de zero grau para trinta graus, ocorria um aumento de quatro vezes na força suportada pelo osso alveolar, no lado para o qual o dente se inclinasse.

Atkinsons et al. (1976) mediram as propriedades do ligamento periodontal, por carga direta de compressão. Verificaram que o comportamento elástico do ligamento apresentava um limite elástico acima do qual se rompia, concluindo: uma média de $0,38 \text{ kg/mm}^2$, para o limite de ruptura de tensão, indicou que o primeiro molar permanente com uma área de periodonto de 358mm^2 pode ser capaz de absorver uma carga de 192,4 kg, sem lesar o ligamento periodontal, com uma carga em 45° . Concluíram também ser possível uma força de mordida máxima de 73 kg para homens adultos.

Bates et al. (1976), estudando a eficiência e o desempenho mastigatório, ressaltaram que forças de mordida mais elevadas eram obtidas mais nos molares do que nos demais dentes da arcada. Forças máximas de mordida, para dentes naturais, foram registradas na região do primeiro molar entre 0,9 e 89,9 kgf. As forças de mordida nos incisivos eram menores e variavam entre 0,45 e 37,7 kgf.. Menores, quando utilizadas próteses parciais removíveis e, principalmente, quando possuíam extremidade livre. No caso de próteses totais, as forças foram menores ainda. Durante a mastigação, com dentição natural, as forças relatadas foram de 0,3 a 7,2 kgf.

Yettran et al. (1976), em pré-molares inferiores, sob carga axial, com contato estabilizante (cúspide palatina superior X fossa central do inferior), pelo Método dos Elementos Finitos observaram que o esmalte próximo ao limite amelo-cementário foi altamente tensionado para que a carga fluísse em direção à raiz e ao osso de suporte.

Lindhe & Nyman (1977) descreveram que, quando se tenta estabilizar dentes com mobilidade, se deveria obter suporte em dois ou mais planos, incluindo-se uma contenção em curva, onde todos os dentes nela contidos apresentarão menor mobilidade. A inclusão de contenção, atravessando o arco, aumentaria a curva dos planos múltiplos criando, com a redução da mobilidade dos elementos envolvidos, melhor estabilização. Assim, diante do aumento progressivo da mobilidade e com redução acentuada na crista óssea, a estratégia seria extrair um ou mais dentes, num tratamento conjugado na busca de uma resolução apropriada, com esplintagem em diferentes planos, relacionados com os princípios do polígono de Roy.

Kitoh et al.(1977) estudaram, pelo Método dos Elementos Finitos, o comportamento do primeiro pré-molar inferior, ligamento periodontal e osso

adjacente, concluindo que, sob carga oclusal, o ligamento em condição hidrostática apresentaria grande capacidade de suporte. O dente, sob carga no sentido vestibulo-lingual e com fulcro no terço cervical, se moveria lingualmente.

Montoya (1979), pelo método fotoelástico, analisou a distribuição de forças em periodonto normal e reabsorvido, concluindo que, para produzir a mesma deformação, o periodonto, reduzido em 1/3, requer força equivalente à metade da necessária para produzir a mesma deformação em periodonto saudável; para os dentes com periodonto reabsorvido, e esplintados, a força seria maior que o padrão normal para produzir o mesmo tipo de deformação; quando esplintados, os espectros se tornavam muito semelhantes ao espectro de um periodonto normal.

Dawson (1980) afirmou não existir, para todos os pacientes, força oclusal ótima, pois os problemas associados com oclusão debilitada se resolveriam melhor com a estabilidade dos contatos oclusais, de forma a equilibrar-se direção e distribuição de forças, já que os dentes podem suportar forças de maior magnitude quando elas são dirigidas aos seus longos eixos.

Peters et al. (1983) afirmaram que, durante o bruxismo, a carga oclusal pode alcançar valores até 1000 N.

Janson et al. (1984) disseram que, havendo perda de algum órgão dentário, ocorreriam áreas edêntulas, ou espaços, curtas, longas, retas ou em curva. Com a possibilidade de mudança da alavanca mandibular de classe III, para classe II, ou classe I, gerar-se-ia ou claudicação patológica da oclusão ou colapso de mordida posterior. Em virtude da perda prematura de dentes posteriores, ocorreria: acelerada migração proximal dos elementos dentais contíguos; extrusão do antagonista; perda de contatos proximais; impactação alimentar; falta de estabilidade oclusal; perda de dimensão vertical de oclusão; interferência no arco de fechamento em Oclusão de

Relação Cêntrica (O.R.C.); abertura de diastemas nos dentes anteriores; desgaste anormal.

MC Horris (1986) afirmou que a posição de oclusão em relação cêntrica deve ser mantida pela distribuição adequada de forças e contatos oclusais. Contatos interoclusais nos dentes posteriores devem ocorrer de tal modo que proporcionem estabilidade, mesiodistal e bucolingual, aos dentes e à mandíbula. Contatos de *stopper* e *equalizer* ("parada e equilíbrio"), quando iguais e opostos, garantem estabilidade mesiodistal, e os contatos A, B e C, quando iguais e opostos, garantem estabilidade bucolingual.

Caputo & Standlee (1987) afirmaram que, durante a mastigação, dada a combinação de cargas axiais e horizontais, os dentes se movimentam em todas as direções. Em humanos, a força de mordida gira em torno de 500 N, na região de molares, e, nos incisivos, entre 100 e 200 N. Afirmaram também que o ângulo dos contatos oclusais é estabelecido pela anatomia da superfície oclusal.

Koolstra et al. (1988) realizaram um estudo matemático dos músculos da mastigação, demonstrando que a força máxima dependeria da posição mandibular e que a direção das forças musculares produzia uma resultante sempre protrusiva e não perpendicular ao plano oclusal.

Mohl et al.(1989) afirmou que as forças do bruxismo noturno, por serem, em geral, conseqüência de contrações isométricas e se darem em posição mandibular excêntrica e instável, seriam consideradas mais prejudiciais do que as forças geradas durante a mastigação.

Van Eljden (1991) afirmou que a maior força de mordida nem sempre era dirigida perpendicularmente ao plano de oclusão, mas concluiu que, quanto mais posterior fosse a mordida, menores seriam os componentes não-axiais.

Nanda e Zernik (1993), a respeito da estabilidade oclusal de longa duração resultante do tratamento ortodôntico, afirmaram que essa, segundo eles, a maior meta que os profissionais deveriam alcançar, seria basicamente dividida em duas categorias: uma, relacionada com o crescimento, maturação e envelhecimento da dentição; a outra, relacionada com as mudanças inerentes à instabilidade da oclusão produzida pela terapia ortodôntica. Recidivas relacionadas com os fatores propriamente oclusais estariam relativamente localizadas sob a forma de rotação de pré-molares, abertura e apinhamento de incisivos, sendo, essas recidivas, motivo de especial atenção tanto por parte dos ortodontistas como dos próprios pacientes. O descuido, no diagnóstico e no plano de tratamento, poderia levar problemas assim, relativamente menores e mais localizados, a se tornarem substanciais, como recidivas de espaço em locais de extração, mordida cruzada anterior, posterior e profunda.

Weinberg & Kruger (1994) observaram que, em dentes rigidamente esplintados, ocorria uma distribuição da pressão, por todas as superfícies radiculares, como resultado da micromobilidade do ligamento periodontal de cada dente. Em uma prótese dento-suportada, o elemento vertical (dente) seria rígido, ao passo que o suporte médio (ligamento periodontal) promoveria um micromovimento ao redor do centro de rotação, no terço apical do dente. Aplicadas forças oclusais, essas induziriam um micromovimento (menor que 0,5 mm) e promoveriam sua distribuição aos múltiplos membros da prótese rígida. Com suporte periodontal fraco, haveria um movimento de 1 mm, antes da distribuição da força ao osso alveolar. Se

um dente com mobilidade de 0,5 mm fosse espiantado a um dente sem mobilidade clinicamente perceptível, o dente com melhor suporte periodontal, sob força lateral, iria restringir o movimento. Quase toda a força seria distribuída ao osso do dente com bom suporte, e apenas uma pequena força ao dente com suporte fraco. Se a diferença de mobilidade dos dentes fosse na proporção de 2/1, o dente mais forte absorveria a maior parte da tensão.

Weinberg (1993) afirmou que, devido ao micromovimento permitido pelo ligamento periodontal e pela forma da raiz, uma força oclusal vertical produziria uma resultante de força com o centro de rotação localizado no terço apical. Forças posteriores, no lado de trabalho e na guia anterior, tenderiam a produzir resultantes inclinadas, vestibularmente, na maxila. Na mandíbula, a linha resultante de força seria usualmente direcionada para lingual. Em um arco reto, numa espiantagem múltipla de dentes, sob uma força oclusal oblíqua, todos os dentes rotacionariam, lingualmente, sobre um eixo localizado no terço apical dentário.

Lundgreen & Laurell (1994) definiram, para próteses dento-suportadas, um modelo de oclusão que deveria apresentar estabilidade bilateral em oclusão cêntrica, ausência de interferência em cêntrica, morfologia oclusal orientando as forças em direção apical, desocclusão anterior nos movimentos laterais com leve ou nenhum contato, látero ou protrusivo, no segmento posterior. Afirmaram que a magnitude, direção e intensidade de forças laterais, seria de importância no prognóstico protético, principalmente na parafunção. Numa prótese fixa, forças laterais deveriam ser evitadas, principalmente quando um dente estivesse localizado próximo a um implante. Forças oblíquas causariam torção e flexão na interface osso-implante, comprometendo as junções parafusadas, utilizadas para unir uma ponte a

um implante. Para evitar perda dos parafusos, a conexão dente-implante deveria ser empregada apenas em elementos com mobilidade bucolingual reduzida,.

Wiskott & Belser (1995) enfatizaram que os vetores de força devem ser direcionados ao longo eixo dos dentes. Entretanto, durante a mastigação, componentes laterais atuam sobre as raízes dentárias. Assim, vetores de força horizontais estariam presentes tanto na mastigação quanto no apertamento. Além disso, as forças que incidem sobre os dentes estariam enquadradas em três categorias: força *muscular*, pela pressão da língua e bochecha, o que constituiria uma das causas de recidiva de tratamento ortodôntico, supondo-se que o ambiente muscular não esteja em equilíbrio; força, *oriunda de fibras transeptais*, clinicamente provada pela tendência de migração de elementos dentais adjacentes a um espaço protético; força *eruptiva*, cuja origem e natureza constituiria ainda um tópico de controvérsia. Os autores ainda ressaltaram que os efeitos causados por forças parafuncionais dependeriam de magnitude, direção e características genéticas das estruturas de suporte. Enfatizaram que, para uma intercuspidação estável, a relação dos contatos oclusais se daria, considerando-se contatos oclusais tripoidizados, a partir dos contatos cúspide/fossa de dentes antagonistas. Ainda seria questionável se apenas um contato oclusal por dente poderia assegurar estabilidade axial contra forças eruptivas do periodonto. Contatos proximais estabilizariam os dentes mesiodistalmente, antagonizando o efeito de fibras transeptais. A guia anterior deveria promover desocclusão do segmento posterior, em movimentos excursivos, e a eficácia mastigatória estaria vinculada a superfícies oclusais mais planas.

Laufer & Gross (1998) ressaltaram que, quando uma força fosse aplicada no sentido horizontal de um dente, haveria tendência de rotação sobre um determinado ponto. Essa rotação seria controlada por forças paralelas, agindo em direção oposta,

num dado diâmetro rotacional. Assim, a resultante dos movimentos seria dada pela equação: $FL=PX$, sendo F força não-axial, L alavanca, P força de resistência, X diâmetro rotacional. Desse modo, a estabilidade poderia ser incrementada quando se diminuísse o braço de alavanca ou se aumentasse a resistência (PX), dentro do periodonto, pela esplintagem de unidades adjacentes. Uma alteração no centro de rotação, como, por exemplo, esplintando-se dois dentes unirradiculares, promoveria um equivalente mecânico de um dente birradicular. Diferentemente das forças aplicadas no sentido bucolingual, forças na direção mesiodistal seriam eficazmente resistidas por dois dentes esplintados, pelo fato de o centro de rotação se localizar intra-radicularmente. Para aumentar a estabilidade bucolingual, os dentes deveriam ser esplintados pelo menos na forma de três dentes não-alinhados, criando-se uma unidade multirradicular. Quanto maior a distância entre dentes esplintados melhor seria o vetor resultante sob forças não-axiais.

Anusavice (1998) afirmou que a força de mastigação chegaria a 890 N, nos molares, 222 a 445 N, nos pré-molares, e, de 133 a 334 N, nos caninos, e seria normalmente maior entre homens do que entre mulheres e maior entre adultos do que em crianças. Afirmou também que a força seria controlada não somente pela potência muscular mas também pelo limiar de dor, sensibilidade dos receptores periodontais, estado emocional e área de distribuição de força.

Hidaka et al. (1999) desenvolveram um estudo, sobre a influência do apertamento no equilíbrio de forças, avaliado por um sistema, sensível a pressão, detectado pela atividade eletromiográfica. Afirmaram que a força de mordida e a área de contato oclusal aumentariam de acordo com a intensidade do apertamento. Entretanto, a média de pressão de mordida, calculada pela divisão da força pela área de contato, permanecera inalterada em razão do apertamento. Assim, à medida

que a intensidade do apertamento aumentasse, a força de mordida se ajustaria a uma posição onde estivesse mais bem balanceada, prevenindo danos e sobrecarga em dentes e articulação têmporo-mandibulares.

Serio & Hawley (1999) afirmaram que os dentes e suas estruturas de suporte estariam sujeitos a forças oclusais superiores a 50 kg, durante a mastigação. Velocidade, direção e frequência, e não somente magnitude, influenciariam o desenvolvimento da hipermobilidade dentária. O trauma de oclusão acarretaria um alargamento do espaço do ligamento periodontal, produzindo mobilidade e acelerando a perda de inserção em periodontites progressivas. Entretanto, o equilíbrio oclusal não deveria ser empregado como medida preventiva para doença periodontal.

McNeal (2000) afirmou que a fração estrutural do osso responderia primariamente aos fatores mecânicos locais. A arquitetura óssea seria ditada pelas cargas aplicadas, isto é, compressão, tensão e/ou torção. O osso basilar do adulto seria refratário às mudanças, mas o osso alveolar e o côndilo mandibular continuariam se remodelando por toda a vida. Os processos, alveolar e condilar, estariam entre os componentes esqueléticos mais altamente submetidos a cargas, sendo, porém, maleáveis. A capacidade adaptativa desses componentes esqueléticos seria fundamental na manutenção da função mastigatória, sob amplo espectro de alterações estruturais relacionadas com idade, crescimento, hipertrofia, atrofia e degeneração. A remodelagem adaptaria o formato e o tamanho dos processos alveolares e condilares e, dentro de certos limites, repararia os danos por fadiga que se acumulassem com o passar do tempo. Contudo, cargas repetidas, em uma amplitude que ultrapassasse o nível fisiológico, poderiam resultar em comprometimento estrutural, isto é, reduziriam o comprimento efetivo da mandíbula

ou reabsorveriam o ápice radicular. Procedimentos cirúrgicos ou ortodônticos poderiam acelerar esse processo. O tratamento das maloclusões, que prejudicam substancialmente o engrenamento dos dentes, deveria levar em consideração a morfologia óssea, os mecanismos adaptativos das estruturas periodontais, as implicações funcionais, as alterações físicas induzidas, no periodonto, e sua adaptação funcional.

Okeson (2000) afirmou que a força exercida, em um padrão de oclusão fisiológico, durante a mastigação, variava de 35,8 a 44,9 kg, nas mulheres, e de 53,6 a 66,4 kg nos homens, tendo sido verificadas forças máximas de até 443 kg e médias de 41,3 a 189,8 kg, em região de molares, e 13,2 a 23,1 kg em incisivos. Afirmou também que, na relação oclusal entre dentes antagonistas, os contatos deveriam direcionar as forças no sentido axial, e que as fibras do periodonto transformariam as forças de compressão em forças de tração, estimulando a formação óssea.

Misch & Bidez (2000) afirmaram que os dentes, desencadeando uma sensação de dor rápida e aguda sob pressão intensa, revelam dados proprioceptivos para o mecanismo de proteção. O ligamento periodontal dos dentes naturais age como um absorvedor de choque viscoelástico, reduzindo a quantidade de tensão transmitida ao osso, especialmente na crista do rebordo. Além disso, os dentes naturais sendo mais largos, transmitem menor amplitude de tensão ao osso. Quanto ao trauma oclusal, a mobilidade de um dente pode aumentar, porém pode também retornar à condição original. Descreveram, ainda, que a mobilidade do dente natural seria de, aproximadamente, 28 μm num movimento vertical inicial. A mobilidade horizontal do dente, por sua vez, seria maior que o movimento vertical. Opondo-se

os dentes uns aos outros, seus movimentos combinados de intrusão seriam de 56 μ m (28 μ m+ 28 μ m).

Alonso et al. (2000) afirmaram que os molares decíduos, nos quais a proporção coroa/raiz é de 1 para 3, seriam mais bem configurados para receber cargas laterais que os permanentes. Como não ocorre desocclusão estável durante o crescimento, haveria uma estimulação óssea intensa e benéfica, com participação no desenvolvimento e crescimento maxilomandibular e formação da cavidade articular, em decorrência dos vetores de força. Nos dentes permanentes seria óbvia a relação entre forma e tamanho das raízes, com sua área funcional. Assim, os dentes de menor raiz, que seriam os incisivos inferiores, teriam menor área funcional. Por outro lado, os molares superiores apresentariam maior área de periodonto de suporte e maior área funcional. Para que houvesse estabilidade do sistema, além de contatos bilaterais simultâneos e estáveis, a desocclusão exerceria papel fundamental por evitar cargas oblíquas sobre os dentes posteriores, prejudiciais à ATM.

Simon (2000) afirmou que doenças dentárias induzidas biomecânicamente afetam cerca de 75% da população e que, além disso, mais dentes seriam perdidos, hoje, por esses motivos, que por cáries, como acontecia nos anos 70. A controvérsia estaria na dificuldade para definir e estabelecer uma posição condilar, clinicamente, que possa ser obtida em harmonia com as superfícies de mordida dos dentes. Realizou também um trabalho em que definiu doze situações nas quais claramente estava estabelecida sua origem biomecânica. Cem pacientes foram examinados, consecutivamente, em sua clínica, à qual compareciam para manutenção de rotina ou de emergência. Os casos foram documentados, fotografados, radiografados. Em todos os pacientes foi encontrado algum dos doze sinais de doença induzida

biomecanicamente, como desgaste, fratura, sensibilidade cervical, abfrações, recessão gengival, perda óssea, mobilidade, migração e, finalmente, perda de dente.

Zarb et al. (2000) citam vários métodos de estudo da biomecânica muscular e mandibular, dentre eles a modelagem destas estruturas em elementos finitos, afirma que este método foi raramente explorado na aplicação de forças simultâneas bilaterais e múltiplas, Quanto a forças de mordida cita vários valores encontrados de 50 a 500N, segundo a localização e o método empregado.

Seraidarian et al. (2001) afirmaram que o bruxismo acarretaria hipertrofia e dolorimento muscular, desgaste nas bordas incisais, facetas dentais polidas, incremento da 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. As forças envolvidas na parafunção apresentariam uma sobrecarga em relação às fisiológicas normais, podendo levar a danos irreversíveis na dentição.

Davies et al. (2001) ressaltaram que o incremento de forças oclusais poderia acarretar perda dos dentes, pois tais forças poderiam exceder a capacidade de resistência, exacerbando uma lesão periodontal preexistente. Clinicamente, reconhece-se o aumento da mobilidade pelo desconforto, ao alimentar-se, e pelo *fremitus*. Radiograficamente, haveria, no ligamento periodontal, um espessamento, com descontinuidade da lâmina dura, e radiolucidez do osso alveolar. Entretanto, não se poderia afirmar que o trauma de oclusão fosse um fator etiológico da periodontite. Os autores sugeriram, inicialmente, a terapia periodontal; em seguida, o equilíbrio da oclusão, para promover forças dentro da capacidade adaptativa do periodonto afetado e, finalmente, procedimentos de espiantagem. Ressaltaram que o equilíbrio da oclusão não alteraria a mobilidade dos elementos com hiper mobilidade,

mas apenas daqueles com espaço do ligamento periodontal normal. Descreveram, também, que um completo guia para análise oclusal deveria incluir avaliação de dentes, tecidos periodontais e articulação. Dever-se-ia atentar, ainda, para os efeitos deletérios de uma interferência oclusal e parafunção. A permanência da dimensão vertical, ou a necessidade de alterá-la, deveria ser prevista, considerando-se as tolerâncias neuromusculares dos pacientes. O planejamento integral deveria, pois, incluir uma avaliação oclusal minuciosa, valendo-se, antes do início do tratamento, da montagem dos modelos de estudo em articulador semiajustável.

Rosenstiel (2002) ressaltou a importância da avaliação prévia do potencial de suporte dos dentes com mobilidade, com perda de suporte ósseo, e em presença de hábitos parafuncionais, devendo esses hábitos ser eliminados antes de qualquer tratamento restaurador definitivo, objetivando-se planejamento adequado e maior durabilidade do tratamento a ser realizado.

Lanza (2002) afirmou que as forças oclusais devem ser direcionadas no sentido do longo eixo dos dentes, evitando-se tensões de torque ou cisalhamento. As tensões geradas necessitariam ser absorvidas e neutralizadas pelas estruturas de suporte. Dever-se-iam obter contatos bilaterais simultâneos e não-interferência no arco de fechamento mandibular, assim como movimentos excursivos suaves e uniformes, guiados pelos dentes anteriores, bem como ausência de contato em balanço, mesa oclusal reduzida, cúspides baixas, com extensões distais curtas, protegendo-se o elemento mais fraco do sistema pela utilização do polígono de Roy. Afirmou também que a superfície periodontal seria diretamente proporcional ao tamanho e à forma das raízes, sendo mais reduzida, por isso, em raízes conóides e maior em raízes cilíndricas. Dessa forma, as raízes cilíndricas apresentariam maior capacidade de suportar cargas. Bom exemplo dessa característica anatômica

poderia ser encontrado nos caninos superiores, por possuírem raízes volumosas e longas, além de apresentarem curvatura em direção ao pilar ósseo canino. Esse pilar possui uma tábua óssea interna de maior espessura e de maior resistência para suportar cargas laterais de desoclusão, principalmente em pacientes com hábitos parafuncionais. Os incisivos superiores seriam também, por outro lado, bom exemplo de elementos com raiz conóide, apresentando menor área de superfície periodontal. A capacidade de suporte, determinada pelo braço de alavanca extra-alveolar, implica diretamente relação coroa/raiz. Os dentes posteriores estariam mais bem dotados para receber cargas axiais, e suportariam a ação de um músculo potente (masseter), ao passo que os dentes anteriores são mais bem equipados para receber cargas tangenciais, por estarem mais longe do fulcro e receberem a ação de um músculo longo e com menor potência (temporal anterior). Os hábitos parafuncionais constituiriam fator potencial na deteriorização do sistema, com conseqüências que poderiam atingir, dentre diversas estruturas: os dentes (facetas de desgaste e fraturas); o periodonto (mobilidade e destruição óssea); os músculos (hipertrofia e dor); ATM (desordens cêndilo/disco); implantes e seus componentes (fratura de parafusos e perda da osseointegração). Apesar de o trauma primário produzir aumento da mobilidade dos dentes, comumente a carga lateral provoca tensões, de tração e compressão, na região da junção cimento-esmalte, produzindo lesão de abfração, cujo fator etiológico primordial é a tensão flexural, que ocorre subgengivalmente.

Bernal et al. (2002) consideraram o trauma primário como uma condição sob a qual forças oclusais patológicas constituiriam a principal causa das alterações no periodonto. Por outro lado, ocorreria o trauma secundário quando o periodonto já se mostrasse comprometido por inflamação e por perda óssea, conseqüentemente, até

mesmo forças oclusais normais induziriam efeito deletério sobre o periodonto. No primeiro caso, em que o elemento apresenta mobilidade acentuada, bastaria equilíbrio oclusal, talvez procedimentos de esplintagem. No segundo caso, com mobilidade progressiva, o tratamento incluiria primeiramente a terapia periodontal seguida do equilíbrio oclusal e esplintagem poligonal. De caráter provisório ou definitivo, a esplintagem promoveria ganho de estabilidade, redução ou eliminação da mobilidade, alívio da dor e do desconforto.

Cardoso (2003) afirmou que, quando dentes fossem submetidos a forças que os induzissem a inclinar-se, o resultado seria o estabelecimento de zonas, de tensão e pressão, nas áreas marginais e apicais do periodonto. Quando essas forças se situassem dentro de determinados limites, ter-se-ia como resultado reabsorção óssea de um lado e, do outro, aposição, gerando-se migração dental até que ocorresse equilíbrio das forças. Por outro lado, se as forças suplantassem a capacidade de adaptação do periodonto, o resultado poderia ser necrose tecidual, no lado da compressão. Em consequência, ocorreria reabsorção acentuada do osso alveolar, que é característica do trauma oclusal e que, associada a inflamação gengival, poderia também deslocar a inserção conjuntiva, acarretando retração gengival. Para o autor, diastemas de dentes anteriores superiores poderiam ter como causa, dentre outras, contatos prematuros na região posterior. Não identificada precisamente a causa, inútil qualquer tentativa de correção desses diastemas.

2.3 Biomecânica dentária com aplicação do Método dos Elementos Finitos

Kitoh et al. (1977), numa das primeiras aplicações, de forma bidimensional, pelo Método dos Elementos Finitos, em odontologia, simularam um dente mandibular humano com periodonto e osso, baseados na anatomia e em dados experimentais. Foram investigados os seguintes aspectos: importância do módulo de elasticidade e do Quociente de Poisson na explicação do suporte periodontal do dente; características do deslocamento do dente e, ainda, sob condições definidas, distribuição da tensão no periodonto e no osso mandibular. Verificou-se que o *Quociente de Poisson* representava fator mais importante que o módulo de elasticidade. E, também, que o Método dos Elementos Finitos seria mais fidedigno, para representar a mandíbula humana, suas estruturas internas e seus deslocamentos, que os *strain gauges* e métodos fotoelásticos, até então mais utilizados.

Tanne e Sakuda (1979) analisaram resultados da distribuição de tensão, pelo Método dos Elementos Finitos, bidimensional e tridimensional, e verificaram coincidência com dados histológicos, sendo, os resultados da análise tridimensional, os mais aproximados. O método seria de relevância principalmente no estudo dos movimentos ortodônticos, muito complexos, por sinal, e a análise tridimensional, por sua vez, proporcionaria uma avaliação mais precisa dos eventos envolvidos.

Farah et al. (1989) elaboraram um modelo de elementos finitos para um quadrante mandibular, objetivando examinar diferenças na magnitude das tensões em pontes fixas, de três ou quatro elementos. A área de interesse foi do primeiro pré-molar ao segundo molar. A tensão principal foi comparada substituindo-se, numa ponte de três elementos, um primeiro molar e, numa de quatro, um segundo pré-

molar e um molar. Cada dente foi modelado com ligamento periodontal, osso cortical e esponjoso, considerando-se suas propriedades físicas constantes. A remoção do segundo pré-molar resultou em considerável aumento da tensão, especialmente quando o osso cortical foi substituído por osso esponjoso. A adição de uma ponte resultou em tensão menor e mais bem distribuída pelo osso. Resultou, também, em mais tensão na distal dos dentes pilares. Não foi encontrada nenhuma diferença significativa entre as pontes de três ou quatro elementos, a não ser uma melhor distribuição das tensões, nos pilares, e incremento nas suas distais. Esses dados comprovariam que a colocação de uma ponte fixa poderia contribuir para a manutenção do suporte ósseo na área desdentada. As propriedades dos materiais utilizados foram os da tabela abaixo:

Estrutura	módulo de elasticidade E (N/Cm ²)	Quociente de Poisson
Dentina	0,18x10.7	0,31
Esmalte	0,84x10.7	0,33
Cimento	0,18x10.7	0,31
Osso esponjoso	0,0025x10.7	0,30
Osso cortical	0,1x10.7	0,30
Ligamento periodontal	0,69x10.3	0,45

Keyak et al. (1990) afirmaram que, no estudo da biologia óssea, o Método dos Elementos Finitos tridimensional seria a chave para revelar a remodelagem e proporcionar acesso a zonas de risco de fratura, facilitando os desenhos de próteses ortopédicas. Entretanto, o custo e a complexidade de desenvolvimento do MEF teriam obstaculizado sua utilização de rotina na previsão de falhas destas próteses. Apresentaram um método para gerar modelos de paciente-específico de MEF 3d,

através de tomografia computadorizada digital, a fim de traçar a geometria do osso e revelar suas propriedades não-homogêneas. Foram automaticamente gerados, em computador, elementos cúbicos de tamanhos específicos com as propriedades do material identificadas a partir dos dados tomográficos. O modelo desenvolvido foi para predição, de tensões e forças, numa proximal de fêmur. As condições de carga, no modelo tridimensional, foram obtidas da literatura. A tensão máxima compressiva, medida no colo medial do fêmur, foi de 8 a 23 Mpa. Para os autores, a geração automática de modelos de elementos finitos, com grande número de elementos, mostrou-se viável por gerar rapidamente o MEF de fêmur humano, não ser invasiva e permitir prever casos de risco de fratura.

Daegling et al. (1992) pesquisaram a influência dos dentes, ligamento periodontal e alvéolos, na integridade estrutural da mandíbula humana, sob carga de torção. Construíram um MEF aberto e usaram *strain gauges* para medir essas influências. Concluíram que dentes e periodonto saudáveis contribuem para reduzir a resistência à torção do corpo mandibular. Observaram que o osso alveolar, entre as raízes dos dentes, tem papel importante na manutenção dessas estruturas unidas sob torção, apesar da baixa densidade aparente desse osso em comparação com o osso compacto adjacente. Os experimentos indicaram que, para se obter modelagem biomecânica de corpos rígidos, o corpo mandibular deveria ser tratado como uma secção fechada. A análise de elementos finitos, em conjunção com a pesquisa experimental, poderia, provavelmente, ser uma abordagem mais produtiva para esse problema, no futuro.

Korioth et al. (1992) construíram dois modelos de elementos finitos tridimensionais de mandíbula humana, desenhados a partir de tomografias de um maxilar inferior dentado seco. O primeiro modelo foi usado para uma completa

caracterização mecânica de eventos físicos e forneceu dados para um segundo modelo, que teve o corpo mandibular aumentado verticalmente. Em ambos os casos, os limites do modelo incluíram restrições rígidas do primeiro molar à superfície cortical das eminências articulares. Dados publicados foram usados para caracterizar os materiais, e foi possível simular as características anisotrópicas existentes. Grupos de vetores paralelos múltiplos simularam cargas musculares mastigatórias. Analisaram padrões de tensão, nos dentes e na região sinfissial do corpo, comparando o comportamento da mandíbula humana com o de uma macaca, para a qual existiam dados experimentais diretos. Segundo suas conclusões, seria viável simular mudanças musculares-induzidas no comportamento mecânico da mandíbula através do MEF. Devido à complexidade geométrica das estruturas dento-alveolares, o desenvolvimento de um MEF tridimensional da mandíbula dentada não seria um procedimento totalmente automático, daí a necessidade de certa manipulação da geometria para construir formas volumétricas. Esse trabalho intensivo seria um passo necessário para produzir imagens realísticas das diferentes estruturas e caracterizar o osso cortical e trabecular, o esmalte dental, a dentina, o ligamento periodontal e a fibrocartilagem da ATM. A análise de elementos finitos proporcionou perfeita e sofisticada abordagem para ser usada em futuros estudos da forma e da função do maxilar. A vantagem mais significativa seria a possibilidade de simular resultados onde fosse impraticável o cálculo em seres humanos vivos. O grau de aproximação seria condicionado apenas pela capacidade computacional disponível, para o experimento, e pela disponibilidade e segurança nos dados das variáveis envolvidas.

Hart et al. (1992) desenvolveram um modelo de elementos finitos, tridimensional, de mandíbula humana, a partir de tomografia computadorizada. O

modelo foi gerado para calcular resposta mecânica, ausentes todos os dentes posteriores, numa mordida isométrica. Dentre as conclusões de seus estudos constou a validade do método, importante complemento dos métodos experimentais que investigam, nas complexas estruturas biológicas, o padrão da distribuição de tensões e deformações. Comparado com outros métodos, revelar-se-ia mais rico em informações, tanto do ponto de vista geométrico quanto das propriedades dos componentes. Cargas e deformações seriam mais acuradamente representadas, em detalhes. O nível de refinamento da malha foi estabelecido, por um teste de convergência, em mais de 30.000 graus de liberdade. Os casos de carga funcional basearam-se em um algoritmo que administrou as forças musculares de acordo com a área de corte seccional do músculo, quando em equilíbrio estático. Em termos de deslocamento, compressão principal e de uma nova medida chamada “intensidade escalar mecânica”, foram apresentados os resultados da aplicação de cargas mastigatórias isométricas, unilaterais e bilaterais, nos dois diferentes conjuntos de condições. Para cada carga estudada, houve substancial flexão na região molar do corpo mandibular e alta taxa de compressão na porção anterior do ramo da mandíbula. Para os autores, na geração dos MEFs, geralmente têm-se incluído grosseiras simplificações no desenho, tanto na geometria mandibular quanto na caracterização dos materiais ou usando-se representações bidimensionais simplificadas da mandíbula. Soluções precisas, para a distribuição de cargas em uma mandíbula inteira, não poderiam ser obtidas com utilização de métodos mais antigos.

Keyak et al.(1993) mostraram significativa concordância entre um Modelo de Elementos Finitos, desenvolvido por meio de tomografia computadorizada, de um fêmur de cadáver, e experimentos com *strain gauges* (extensômetros), diretamente

na peça anatômica, em onze diferentes pontos. Os resultados, apresentando discrepância irrelevante ($P < 0,001$), demonstraram a viabilidade e confiabilidade do método.

Tanne et al. (1995), investigando tensões na ATM de pacientes com discrepâncias esqueléticas verticais da face e utilizando um modelo tridimensional da mandíbula em elementos finitos, detectaram sugestivas evidências, nesses pacientes, de associação com desordens têmporo-mandibulares.

Melo et al. (1995) investigaram o desenho de próteses osteointegradas, com extremo-livre, nos casos de edentulismo parcial, e procederam a uma análise comparativa de tensões, usando o Método, bidimensional, de Elementos Finitos. Foram estudados sete modelos de próteses fixas com vários desenhos de conexão: implantes conectados rigidamente a um dente-suporte, implante não conectado ao dente-suporte e conectado por meio de um encaixe não rígido. Os valores encontrados nos sete modelos foram analisados com carga vertical. Quando a prótese não era conectada a dente natural e suportada por dois implantes isolados, foram observados os menores níveis de tensão no osso. Por outro lado, os encaixes não-rígidos, quando incorporados à prótese, não reduziram significativamente os níveis de tensão. Os modelos com dois implantes não revelaram diferenças nos níveis máximos. Os implantes sem conexão com dentes, recomendáveis quando outros fatores permitissem seu uso, produziram os menores níveis de tensão no osso. Prótese osteointegrada, suportada por dois implantes, não necessitaria ser conectada a dente para diminuir o estresse sobre o osso. Não houve diferença significativa entre um encaixe rígido e a não-conexão.

Yang et al. (1996), construíram um modelo de elementos finitos, bidimensional, para analisar o comportamento biomecânico de uma prótese fixa

parcial, em *cantilever*. No modelo, procedeu-se a variações do grau de suporte ósseo, do número de suportes esplintados e da largura dos pânticos. Alta concentração de tensão foi observada ao redor dos conectores e no suporte vizinho ao pântico. A redução do suporte ósseo incrementava a concentração de tensão; quando aumentado o número de suportes esplintados, a concentração diminuía. Portanto, para melhorar o prognóstico de próteses fixas em *cantilever*, deve-se aumentar o número de pilares e diminuir o de pânticos.

Baiamonte et al. (1996), comparando dados experimentais obtidos *in vitro*, de um par de implantes ósseo-integrados inclinados e aplicações de forças, numa mandíbula de *macaca mulata*, com dados obtidos em um modelo tridimensional de elementos finitos, reproduzindo a mesma estrutura, mostraram concordância da gama de forças, com variações próximas a 3%. O MEF foi construído para produzir descrição completa dos dados. A distribuição da tensão no osso, ao redor dos implantes, mostrou excelente concordância dos dois modelos, provando que o MEF seria confiável para aplicações em sistemas dentários. A concordância dos dados obtidos mostrou que o método seria uma representação acurada do comportamento biomecânico das próteses sobre implantes.

Yang et al. (1999), utilizando o Método dos Elementos Finitos bidimensional, analisaram os níveis de tensão, nos dentes e nas estruturas de suporte de PPFs, verificando as modificações de tensões e deflexões resultantes da adição de múltiplos pilares. Variou-se o número de pilares, bem como a quantidade de suporte ósseo. Observou-se redução da tensão e deflexão nas estruturas de suporte quando a PPF era fabricada com os dentes esplintados. O aumento do número de pilares esplintados não revelou uma redução proporcional da tensão no periodonto. Concentração de tensão, por sua vez, foi observada nos conectores das próteses e

na área de dentina cervical próxima da crista óssea. O aumento do número de pilares esplintados não compensou os problemas biomecânicos de uma PPF longa, tendo incrementado a incidência de forças não-axiais, com sobrecarga, alavancas, torque e flexão, podendo tornar-se importante fator de falha das PPFs longas. Esse MEF foi construído, de um segmento posterior de mandíbula incluindo canino, pré-molares e molares, e suas estruturas de suporte, a partir da radiografia periapical realizada com um filme intraoral *standard* de RX, com a técnica do paralelismo, de uma região sem perda óssea. Esse filme foi usado para fazer as linhas de contorno de uma ponte fixa de quatro elementos e representar um modelo padrão. A PPF foi considerada em ouro tipo III.

O modelo foi composto por 4.299 elementos, sendo 15 elementos limitantes, 6 *gap elements* e 4.607 nós. Os *gap elements* foram usados para modelar os pontos de contato entre os dentes adjacentes. Elementos de compressão transmitiram a força aplicada. Os conectores foram considerados com 2mm em sua medida oclusocervical. As medidas médias de espessura do periodonto e do osso cortical foram estabelecidas em 0,25 e 0,30 mm, respectivamente. A borda inferior da mandíbula foi considerada fixa em todas as direções para suportar as forças oclusais. A borda mesial do modelo foi desenhada como se essa estrutura pudesse deformar-se elasticamente na direção mesial, com uma rigidez de 20 kg/cm^2 . Uma força de mordida de 2kg foi aplicada em todas as cúspides da superfície oclusal de cada dente e da prótese, de acordo com um estudo prévio. Para simular a angulação axial, entre molares maxilares e mandibulares, a direção da força de mordida foi inclinada 15 graus no longo eixo do dente. As propriedades mecânicas dos materiais foram as seguintes:

Materiais	Módulo de Young- kg/cm ²	Quociente de Poisson
Esmalte	8,26x10 ⁵	0,33
Dentina	2,14x10 ⁵	0,31
Lig. Periodontal	7,03x10	0,45
Osso compacto	1,45x10 ⁵	0,30
Osso esponjoso	2,15x10 ³	0,30
Ouro fundido	8,46x10 ⁵	0,40

O módulo de elasticidade e o Quociente de Poisson dos materiais foram colocados, no computador, ao longo das coordenadas e geometria de cada nó e elemento. Para resolver os problemas de análise dos dados foi utilizado *Supersap nonlinear plane stress analysis program* (Algor Inc., Pittsburgh, Pa.). Variações no MEF foram feitas para testar a relação coroa/raiz de cada dente e o tamanho das pontes. Os dados numéricos foram transformados em gráficos coloridos, para melhor visualização dos fenômenos mecânicos nos modelos, e, para comparar o movimento dos pilares, de modelo para modelo, foram traçadas e mostradas as deflexões. Deslocamentos foram ampliados 50 vezes para facilitar a visualização. Foi calculado o estresse, máximo e mínimo *Von Misses*, de cada modelo. Foi elaborada uma tabela para comparação da magnitude de tensão em cada modelo. Resultados obtidos revelaram direção da deflexão de todos os dentes e próteses para apical e mesial. Com o aumento de pilares, a deflexão mesial dos pânticos diminuiu gradualmente, mas a diferença no movimento vertical foi pequena. No modelo com perda óssea, a mobilidade foi maior do que com suporte ósseo normal. O deslocamento mesial do terceiro molar, sem prótese, foi grande; quando englobado na PPF, o deslocamento diminuiu de 81% a 94%, mesialmente, e de 11%

a 32%, apicalmente. No periodonto, foi gerada tensão relativamente alta ao longo do osso de suporte, sendo maior ao nível do ápice. Foram observadas áreas de tensão nos conectores e na dentina cervical próxima da área edêntula. As regiões distais das raízes mostraram maior tensão que nas superfícies mesiais. Alta tensão de compressão foi observada na superfície oclusal de conectores rígidos, ao passo que, nas superfícies gengivais dos conectores, foram observadas as menores tensões. O máximo *Von misses* no modelo de periodonto reduzido foi de 169kg/cm^2 , no osso, e $10,3\text{ kg/cm}^2$, na PPF. Para a PPF com cinco elementos, com periodonto reduzido, o máximo *Von misses* foi de $157,5\text{ kg/cm}^2$ no osso e $7,7\text{kg/cm}^2$ na PPF. Na situação de periodonto reduzido, uma PPF diminuiu a tensão no periodonto, enquanto forças oclusais adicionais eram aplicadas nos pânticos. Quando esplintados os pilares, a tensão foi distribuída ao longo das próteses e dos dentes. A tensão máxima *Von misses*, no periodonto, foi reduzida de 7% para 21%. Aumentando-se a PPF para seis elementos, não se reduziu o nível de tensão no periodonto. Aumentando-se o número de pilares, decresceu gradualmente o nível de tensão na dentina. Ao contrário, um gradual aumento de tensão foi observado com o aumento do número de suportes.

Na construção de um modelo de elementos finitos seria necessária alguma simplificação do sistema para obtenção de respostas claras. Um modelo 3d, embora mais realista, poderia ocasionar engano quando o computador não levasse em conta uma fina representação de uma fatia da PPF ou do osso cortical. Em compensação, os resultados poderiam ser interpretados em bases comparativas e o processo de análise considerado mais aproximado. Muitos dados clínicos poderiam confirmar a previsibilidade dos dados obtidos pelo Método dos Elementos Finitos apresentados nesse trabalho. Embora esses modelos bidimensionais das estruturas dentais

apresentados não sejam representações exatas da situação real, os resultados obtidos mostraram que muitos aspectos têm significância clínica. As PPFs aparentemente teriam efeito funcional favorável, no osso de suporte dos pilares, quando longas. Entretanto, o aumento do número de pilares esplintados não resultou em redução proporcional de estresse no periodonto.

Com base nos estudos realizados as conclusões foram: A perda de osso de suporte aumenta a deflexão e a tensão gerada nas estruturas; A redução da deflexão e da tensão foi observada nas estruturas de suporte, quando uma prótese fixa foi colocada; concentração de tensão foi encontrada nos conectores e dentina próximos da área desdentada; quando os dentes foram esplintados juntos, a tensão e deflexão mesial foi reduzida nas estruturas de suporte, mas observou-se aumento de tensão na prótese. Aumentando-se o número de dentes esplintados, não resultou em diminuição proporcional do estresse no periodonto.

Lin et al. (1999) desenvolveram um método para gerar automaticamente as malhas de elementos finitos de forma não manual, através de cortes seccionais de um primeiro pré-molar superior e escaneamento paralelo à superfície oclusal, montando as imagens em um programa de computador.

Nagara et al. (1999), por meio de um modelo tridimensional de elementos finitos objetivando analisar as reações biomecânicas durante o fechamento da mandíbula, sob condições variadas, observaram que contatos prematuros em dentes anteriores podem ser causa de grande tensão e deslocamento na articulação temporomandibular.

Jeon et al. (1999) realizaram um modelo tridimensional de um primeiro molar superior, para simular a resposta do periodonto em diferentes momentos de força e para determinar a força suficiente para realizar o movimento de translação do dente.

O modelo constou de dentes, periodonto e osso de suporte. Encontraram resultados que sugerem que as forças, suficientes para movimentar um primeiro molar superior, eram menos propícias para resultar em reabsorção apical, que as suficientes para movimentar um incisivo.

Beek et al. (2000) fizeram um modelo tridimensional de elementos finitos do disco interarticular da ATM humana. A geometria da cartilagem articular e da superfície do disco foram feitas usando um digitalizador, e as imagens foram trabalhadas para produzir o MEF tridimensional, em elementos tetraédricos e o mesmo foi feito com as superfícies articulares da mandíbula e maxila. As simulações de carga e análise estatística foram feitas simulando a mandíbula fechada, mostrando que as pressões maiores foram localizadas primariamente na zona intermediária do disco articular, com os mais altos valores na sua zona lateral. Além disso, foi observado que deformações consideráveis ocorreram numa articulação relativamente pequena, e que variações relativamente grandes na direção das cargas, tiveram pequena influência na distribuição das deformações.

Daegling e Hylander (2000), em um artigo revisando os vários métodos de estudo da forma mandibular, afirmaram que estudos experimentais, de capacidade limitada no estudo do comportamento biomecânico, e modelos matemáticos são formas distintas de inferir o ambiente de cargas e tensões em maxilares de mamíferos. Por sua vez, o Método dos Elementos Finitos oferece precisão sem paralelo na descrição de intensidade, direção e duração de forças. Diferentes, esses métodos podem levar também a conclusões divergentes sobre como as forças oclusais são distribuídas aos dentes. Toma-se indispensável encontrar a convergência entre esses métodos para analisar de forma inteligente, por exemplo, a natureza da relação entre carga oclusal e forma mandibular. Mesmo estando cada

vez mais sofisticados, os métodos de estudo da biomecânica mandibular nos primatas, abordagens diferentes podem não estar gerando conclusões compatíveis. Limitações são inerentes a todas as perspectivas. Interpretações diferentes, proporcionadas por esses métodos, podem levar a erro de análise e, por isso, necessitam de modelos de validação com dados experimentais. Para esses autores existem três tipos principais de estudo do comportamento mandibular: análise de corpo-livre, abordagens fotoelásticas e modelagem em elementos finitos. No primeiro, diagramas livres descrevem vetores de cargas hipotéticas, como as musculares, mordidas e forças de reação que podem, em princípio, oferecer uma idéia tosca, aproximada, da natureza das forças internas, agindo na estrutura. O apelo das resinas fotoelásticas mostrou-se óbvio: facilidade para modelar formas complexas e facilidade de visualizar os efeitos através da resina. Mas o problema de sua utilização era modelar situações que refletissem condições reais e, principalmente, que os resultados obtidos correspondessem ao real comportamento do osso, por exemplo. Já com o Método dos Elementos Finitos, que se tomou o preferido na sucessão das resinas fotoelásticas, reduziu dramaticamente a complexidade de cálculos, numa série de pequenos problemas resolvidos simultaneamente. Comumente a mandíbula, modelada em uma malha tridimensional de elementos geométricos de dimensões finitas, tem os nós ou elementos de encontro calculados por meio de equações de equilíbrio, nas quais se aplicam cargas em condições restritivas. Materiais biológicos apresentam propriedades anisotrópicas e, apesar das condições limitadas nas quais é construído, o modelo, constitui método de valor quantitativo e qualitativo. A abordagem *in vivo*, para analisar as cargas, seria talvez a mais poderosa ferramenta de análise disponível para a compreensão da biomecânica da mastigação, mas limitada em sua

capacidade de acesso a determinadas regiões e com dificuldade de simular condições de plena normalidade. Os autores afirmaram que o MEF bidimensional, embora muito preciso e de produção, visualização e interpretação mais simples, seria limitado na caracterização de comportamentos biomecânicos. O MEF tridimensional, mais trabalhoso e de abordagem matemática complexa, exigindo capacidade e velocidade de cálculo dos computadores, ofereceria, por sua vez, uma precisão sem paralelo na descrição das magnitudes, direção e graus de deformação e deslocamento em corpos virtuais.

Giesen et al. (2001), realizando um estudo de osso medular do côndilo humano, em MEF tridimensional, verificaram que, embora com a mesma densidade em regiões diferentes, a orientação do trabeculado estava organizada de tal forma que as propriedades mecânicas seriam diferentes, ou seja, apresentando características anisotrópicas conforme a direção da carga. Esse estudo serviu de base para um outro artigo, de Van Ijven.

Rubo e Souza (2001) verificaram, inerentes a cada método de análise biomecânica, vantagens e desvantagens, seja na simulação numérica computacional através dos modelos de elementos finitos, seja, através da fotoelasticidade ou extensometria, nas análises experimentais. Observaram que nenhuma das formas apresentava maior relevância, de uma sobre a outra, resultando – consenso entre pesquisadores – que as análises se complementam. Através dos modelos computacionais do MEF, pode-se fazer avaliações detalhadas das estruturas de próteses implanto-suportadas, enquanto que, pela utilização de análises experimentais, pode-se comparar, com maior precisão e confiabilidade, os resultados obtidos, validando-se o método numérico. As análises de fato seriam complementares, uma vez que, pela utilização de ambas, poder-se-ia validar uma à

outra, repetidamente, em busca de soluções coerentes entre essas duas formas de análise. São inúmeras as possibilidades de utilização dessas metodologias, na área odontológica, da mesma forma que o MEF e a extensometria foram utilizados para avaliar deformações em componentes de implantes. Esses recursos também poderiam ser utilizados, entre outros, em ensaios de tração, compressão, flexão, análises dinâmicas, contração. Com algumas adaptações e o uso de sensores específicos, obter-se-iam dados de pressão, temperatura e vibração, o que ampliaria sobremaneira o campo de aplicação dessas metodologias na pesquisa odontológica.

Menicucci et al. (2001), com o uso de MEF bi e tridimensional, investigaram a tensão peri-implante que ocorre durante carga, em uma prótese, unindo rigidamente um dente a um implante distal. A união entre implante e dente foi assumida como fixa, enquanto que o ligamento foi representado pela média tridimensional de elementos elásticos não-lineares. Foram comparadas, nesse estudo, duas condições diferentes de carga: uma, estática axial direta de 50 kg, aplicada no dente por 10 segundos, e outra, transitória, de 50kg, aplicada durante 5 milisegundos. A duração da carga, aparentemente, teve maior influência que a intensidade da força, na distribuição da tensão no osso, ao redor de implantes conectados a dente. A carga estática seria, portanto, potencialmente mais danosa, para o osso periimplantar, que a carga transitória. O ligamento periodontal pareceu ser chave na distribuição da tensão entre dente e implante conectados rigidamente. Carregamento pesado sobre implantes poderia levar a falhas. Pesquisas *in vitro* têm investigado o que ocorre ao redor de implantes conectados a dentes naturais, na reabilitação de edentulismo parcial. De acordo com esses estudos, o ligamento periodontal proveria certa mobilidade à conexão dente-implante, levando à transferência, para o implante, mais rigidamente ligado ao osso que o dente, de grande parte da carga mastigatória.

Tal concentração também seria proporcional ao grau de mobilidade do elemento dental e à extensão da ponte. Quanto mais envolvimento periodontal, mais aumento de carga sobre o implante. Foram construídos dois tipos de MEF: um bidimensional e outro, tridimensional. O primeiro, simples e esquemático, foi utilizado para análises qualitativas preliminares; o segundo modelo, 3D, foi utilizado para análise qualitativa, detalhada, da interação de implante, dente, ligamento e osso. Como sugerido por outros autores, o osso foi representado por uma cortical, variando de 1mm a 3mm, maior no colo do implante e do dente, e menor no ápice de ambos. Os dentes e o implante foram desenhados na mandíbula. As propriedades dos materiais, exceto do ligamento periodontal, foram consideradas homogêneas e isotrópicas. A tabela abaixo mostra as propriedades utilizadas:

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

Van Ruijven et al. (2002) estudaram o côndilo mandibular humano, testando a hipótese de que sua estrutura trabecular refletiria carga mecânica. Desenvolveram um modelo de elementos finitos tridimensionais para analisar os esforços que ocorrem durante a compressão estática. De acordo com a lei de remodelagem

óssea, a estrutura trabecular do osso seria otimizada para oferecer o máximo de resistência a tensão e carga, com o mínimo de massa óssea, sugerindo que a orientação das placas do osso trabecular estariam relacionadas com a orientação das tensões. O MEF foi construído a partir de uma mandíbula humana seca de um homem adulto. Como ponto de partida utilizou-se uma tomografia computadorizada (*micro ct scan*). Com o emprego de um editor *Bitmap*, estabeleceu-se a linha divisória entre o osso cortical e o trabecular. Para que a malha volumétrica pudesse ser feita, precisava ser feita antes uma superfície fechada. Uma malha triangular foi gerada pela divisão das superfícies, interna e externa, do osso cortical. Os vértices-limite dessa malha triangular foram projetados, retangularmente, no plano de corte. As malhas e as projeções dos vértices foram processadas em *automated mesher (mentat 3.2, MSC softwares, Los Angeles, CA, USA)*. Primeiro, os espaços entre as duas malhas foram preenchidos com uma malha triangular e, em seguida, fechados com uma malha plana. Finalmente, foi criada uma malha tetraédrica para preencher a área do osso medular (44.000) e o volume cortical (14.000 tetraedros). O modelo reproduziu bem a imagem escaneada. O osso cortical e o medular foram modelados como isotrópicos e homogêneos. Para marcar os limites da superfície articular do MEF, mediram a superfície articular e a delimitaram com um dispositivo eletromagnético (*3 Space, Polthemus inc. Colchester-USA*). A superfície articular do modelo foi dividida em três partes, não superpostas, com áreas superficiais iguais (anterior, apical e posterior), que foram carregadas separadamente com uma pressão constante. Tanto a força principal quanto o total de força aplicada foram calculados para todo o osso trabecular e cortical. Os resultados obtidos nos três casos de cargas resultaram em três diferentes deformações. Em todas as simulações, o côndilo foi comprimido ao longo da direção média da carga e, nessa

direção, foi estendido perpendicularmente. As tensões principais, nos elementos do osso trabecular, foram agrupadas por magnitude. Diversos pressupostos tiveram que ser estabelecidos para as simulações. Uma vez que a fração volumétrica do osso era desconhecida, consideraram a fração de volume igual à densidade. O osso trabecular foi modelado como material isotrópico, porque, nesse caso, foi possível a correspondência entre a orientação das trabéculas e a deformação esperada. O módulo de Young utilizou a metade do seu valor (4,0 GPa). Para o Quociente de Poisson, foram utilizados valores da literatura para osso cortical e trabecular. Para testar a influência do Quociente de Poisson, também simularam valores de 0,3 e 0,4 para o osso trabecular. Para investigar a influência das estruturas cartilaginosas (disco e superfícies articulares) na ocorrência de tensões no côndilo, desenvolveram um modelo dinâmico tridimensional de elementos finitos, da ATM, incluindo músculos, ossos e estruturas cartilaginosas. Não obstante suas limitações, as magnitudes das tensões principais encontradas no estudo estão de acordo com valores determinados em outros estudos experimentais. Durante medições realizadas in vivo, tensões máximas de $2000\mu\text{strain}$ foram encontradas no osso cortical. Dados in vivo do osso trabecular não estão disponíveis, mas experimentos in vitro mostram que o osso trabecular pode suportar cargas máximas de $5000\mu\text{strain}$, sem ser danificado (Wachtel e Keaveny, 1997). No osso trabecular do côndilo, a tensão elástica (*tensile strain*) na direção antero-posterior foi quase tão grande quanto a tensão de compressão na direção súpero-inferior. O Quociente de Poisson usado nas simulações seria muito pequeno para explicar a tensão elástica como resultado da compressão. Aparentemente, o osso trabecular serviria não somente para resistir à compressão no sentido súpero-inferior, mas também para resistir à tensão no sentido ântero-posterior. Os resultados sugerem que o côndilo

seria mais otimizado para sustentar cargas apicais do que anterior e posterior. As forças, tanto elásticas quanto compressivas, no osso trabecular, foram concentradas no plano sagital. A orientação dessas forças girou em torno de 80° , nesse plano, por variações de carga. Para se opor a essas forças, as trabéculas têm orientação ótima coincidente com esse plano. Cada trabécula se oporia não somente à compressão, mas também à tensão no sentido parassagital. Os resultados do estudo sugeriram que a estrutura trabecular do côndilo humano estaria de acordo com as leis de remodelagem óssea.

Gerald Krabbel e Ralph Müller, em 2002, descreveram o desenvolvimento de um MEF 3D baseado em dados digitais obtidos de secções de cabeça. Através de tomografia computadorizada disponível no *Visible Human Project*, utilizada para obter um modelo de crânio e cérebro, e para investigar diferentes comportamentos biomecânicos em acidentes automobilísticos. O modelo foi realizado para estudar os diferentes comportamentos dessa estrutura humana sem a utilização de cadáveres humanos ou animais. A tolerância a impactos foi utilizada em estudos que visem aumentar a segurança dos automóveis.

De Vocht (2002) desenvolveu um MEF 2D e um 3D para simular a biomecânica da ATM humana, afirmando que ainda haveria considerável polêmica sobre a natureza exata da fisiologia ATM e, mais ainda, sobre cinemática e biomecanismos de funcionamento. Especificamente, foram feitos esforços para identificar as funções dos componentes individuais e os padrões de estresse gerados e analisados da ATM. O MEF 2d foi construído com base numa publicação anterior do autor, de 1996. O osso temporal, o côndilo mandibular e o disco articular foram modelados como corpos deformáveis, usando-se elementos quadrados de quatro nós. As propriedades utilizadas foram as da tabela abaixo:

PROPRIEDADE DO MATERIAL	VALOR	FONTE
Módulo elástico do osso cortical	15.000 MPa	Hart 1992
Módulo elástico do osso medular	456 MPa	Hart 1992
Módulo elástico do disco	1.8 MPa	Fontenot 1985
Quociente de Poisson do osso cortical	0.31	Hart 1992
Quociente de Poisson do osso medular	0.21	Hart 1992
Quociente de Poisson do disco	0.40	Chen 1991

A geometria para o modelo 3D foi tomada do *Visible Human Project*, disponível na internet. Todas as imagens foram revisadas para determinar a malha quadrangular, usando-se inicialmente o *Adobe Photoshop*. Algumas regiões tiveram que ser editadas manualmente, até serem consideradas razoáveis. Enquanto o desenho do modelo 2D mandibular foi definido em função dos graus de liberdade da malha, no modelo 3D foi mais restrito devido ao pequeno número de estudos existentes. O modelo 2D foi rodado em 20 passos para simular a abertura normal da boca. Cada contorno foi plotado, gerando cada passo para o cálculo da Tensão *Von Mises*, com a conseqüente deformação da geometria de cada etapa. Este cálculo é uma combinação matemática de todos os componentes em dois eixos, sendo comumente utilizado para mostrar a tensão total, e é um indicador da localização de falhas. Esta publicação reproduziu o controle do movimento do disco e a distribuição da tensão na região da ATM, antecipando desenvolvimento de *softwares* de elementos finitos para proporcionar melhores formas de análise. Está disponível na internet uma seqüência destes 20 passos, em animação, e outra semelhante, com o modelo 3D, mas o autor faz ressalvas quanto a suas limitações. Concluíram que os modelos 2D e 3D, construído pelo Método dos Elementos Finitos, demonstraram ser

um caminho interessante para simular e analisar alguns aspectos da biomecânica da ATM.

Magne (2002), num estudo bidimensional em Elementos Finitos, testou diferentes materiais e formas de preparo para próteses fixas dento-suportadas. Os modelos bidimensionais foram obtidos a partir de cortes seccionais mesio-distais de uma ponte fixa de três elementos, incluindo ligamento periodontal e osso de suporte. Tais modelos serviram para realizar testes simulados de diferentes materiais (ouro, alumina, zircônia, cerâmica de vidro, compósito e compósito reforçado por fibras) e diferentes configurações dos preparos de pilares. Todos os materiais e tipos de preparos apresentaram padrão de tensão semelhantes, tendo os compósitos reforçados por fibras menor tensão entre a interface dente/material. Concluíram que os compósitos têm um grande potencial de utilização, desde que melhorada sua dureza e resistência à fratura. Ficou demonstrado que o componente elástico favoreceu a transferência de tensão no complexo dente/restauração e que a adição de fibras aos compósitos, representava uma combinação promissora.

3 PROPOSIÇÃO

Propõe-se neste trabalho o desenvolvimento de um Modelo de Elementos Finitos Tridimensional da maxila e mandíbula humanas, com todos os elementos dentais, com exceção dos terceiros molares, a partir de tomografia computadorizada helicoidal de um indivíduo adulto jovem, com reconstrução tridimensional.

Tal modelo deverá possibilitar o estudo das conseqüências dos contatos oclusais, nos eventuais deslocamentos dos elementos dentais, quando forem simuladas as possibilidades desses contatos ocorrerem de forma equilibrada e também de forma desequilibrada.

Propõe-se ainda que este modelo possa permitir a realização de outros estudos, além deste aqui proposto, bastando para tal, que se alterem os dados, em função do que se queira estudar, sendo portanto, uma ferramenta que possibilite o desenvolvimento de outros estudos.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Para a geração deste Modelo Tridimensional de Elementos Finitos, constando de mandíbula e maxila, com 28 elementos dentais, inicialmente foi realizada, uma tomografia computadorizada de um adulto jovem, saudável, com todos os dentes permanentes presentes, exceto os terceiros molares. Este procedimento cumpriu as exigências do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCMINAS, obtendo o parecer de aprovação, através de comunicação datada de 12 de dezembro de 2002.

A tomografia foi realizada em um aparelho Picker¹, modelo PQ2000, e a técnica utilizada foi helicoidal, com secções de 2mm. Estas imagens foram então gravadas em um *compact disc (CD)* em 195 figuras bidimensionais em formato *JPEG*. Em seguida, foram reprocessadas, pelo programa de computação gráfica, *Presto Image Folio 4.0*², invertendo-se as cores, com a finalidade de avivar os contornos externos, e novamente gravadas em um CD, como mostrado na fig. 1.

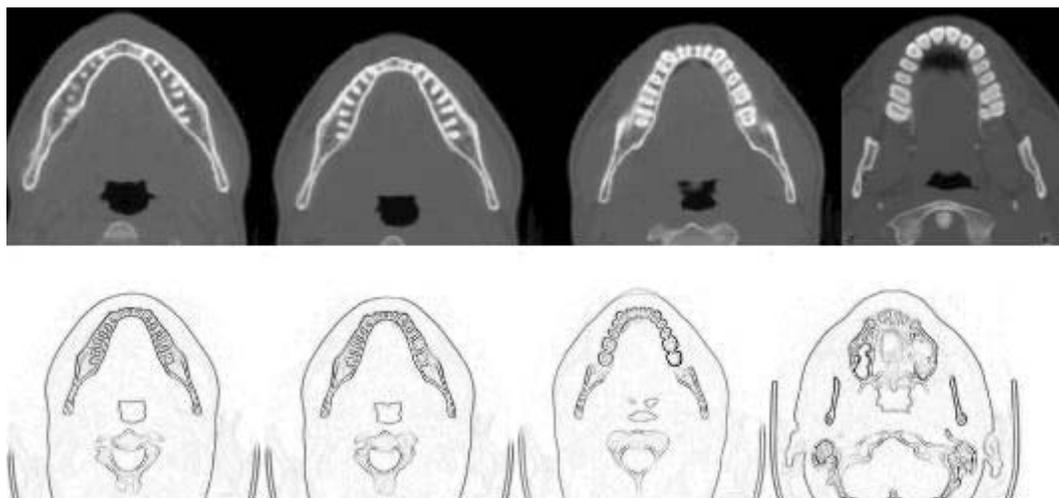


Figura 1 - Aspecto de algumas imagens tomográficas, antes e após terem as cores invertidas e os contornos evidenciados.

¹ Picker – Alemanha – Atualmente Phillips

² Genius New Soft Page Manager - China

Estas imagens foram então sobrepostas, umas sobre as outras, para a geração de imagens tridimensionais, como mostrado na figura 2, em um programa de desenho industrial assistido por computador, denominado CATIA³, fase desenvolvida pela empresa Aetra⁴, indispensável para determinar a precisão do modelo.

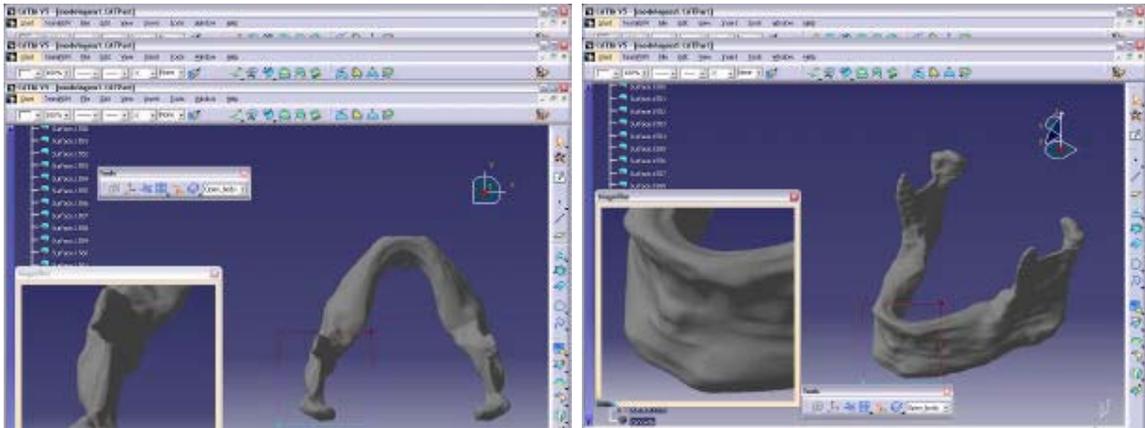
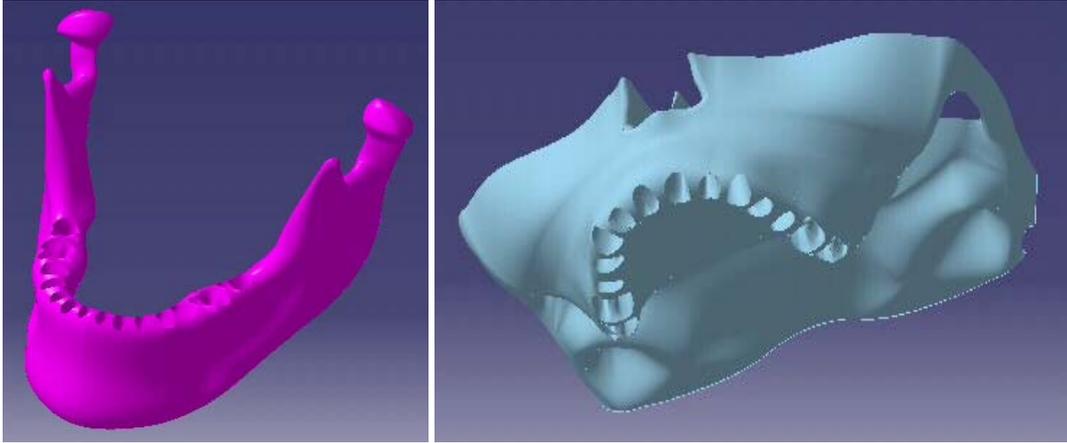


Figura 2 - aspecto inicial de transformação das imagens tomográficas no *software* CATIA

Neste processo de geração do modelo, algumas simplificações tiveram que ser realizadas, para tornar factível a sua posterior conversão em MEF. Assim, considerou-se que tanto o osso mandibular, quanto o maxilar, fossem corpos sólidos e de propriedades uniformes, ou seja isotrópicos, e ambos com as mesmas propriedades mecânicas.

³ Dassault Technologies - França

⁴ Aetra Sistemas - Brasil



Figuras 3 e 4 - Mandíbula e maxila com seus respectivos alvéolos processados pelo programa CATIA.

Por outro lado, cada um dos dentes, foi considerado também um corpo sólido, tendo sido desenhados separadamente, tanto superiores quanto inferiores. Não se diferenciou esmalte de dentina e polpa.

A mandíbula e a maxila, com os respectivos alvéolos, receberam o mesmo tratamento, tendo sido desenhadas até um limite horizontal, formando um plano, da espinha nasal ao ouvido externo, de ambos os lados.

Como a finalidade deste trabalho, seria a avaliação dos deslocamentos dos dentes frente a diferentes esquemas de relacionamento oclusal, também não se discretizou o ligamento periodontal, pois embora seja elemento fundamental na absorção e transmissão das forças oclusais, para o efeito final do deslocamento dental, não é elemento fundamental na constituição desse modelo, tomando-o nesse momento, de desenvolvimento bem mais complexo.

Estas simplificações podem ser assumidas sem risco de comprometer o resultado dos testes, e geralmente são assim desenvolvidos, para facilitar a

construção do modelo, a realização dos cálculos matemáticos e a geração da malha de elementos finitos, que de outra forma poderia inviabilizar o desenvolvimento do MEF, devido ao aumento desnecessário do volume de cálculos matemáticos. Nas figuras 5 a 10 mostra-se as fases de desenvolvimento desta etapa do trabalho.

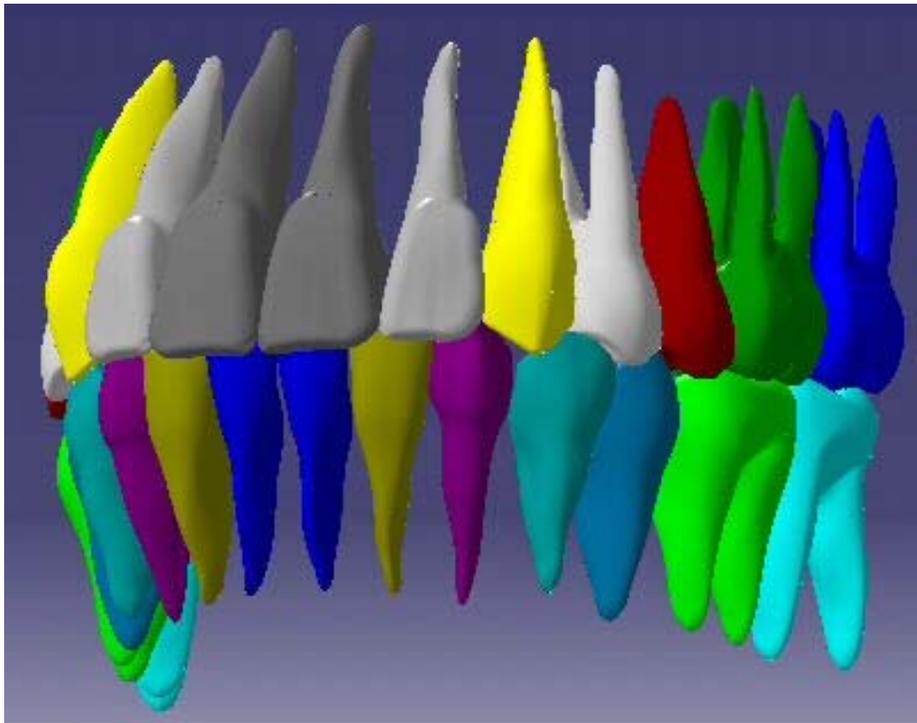


Figura 5 - Dentes superiores e inferiores, reunidos em conjunto, finalizados pelo CATIA. As cores, aos pares, são para diferenciar bem cada um dos elementos.

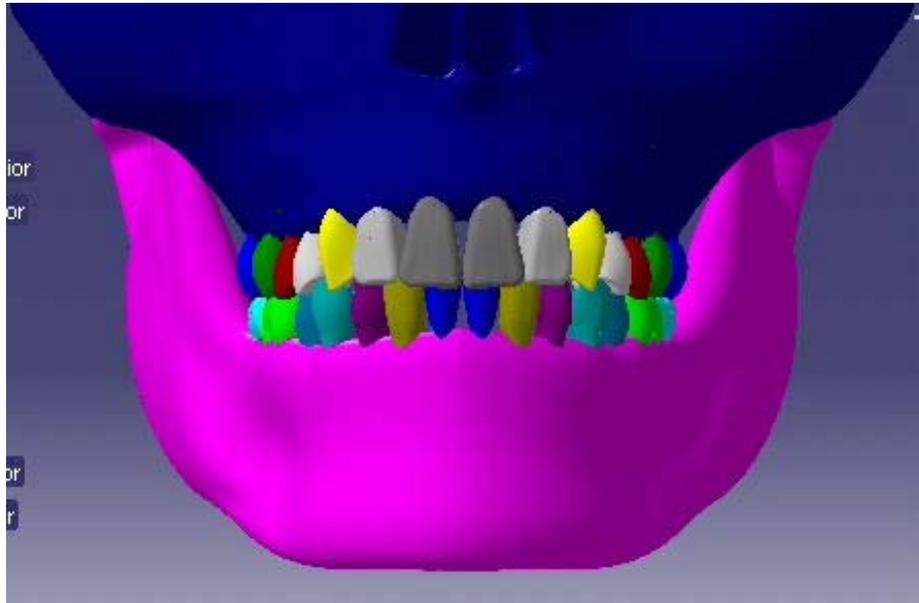


Figura 6 - Conjunto dentes, mandíbula e maxila finalizados pelo CATIA, vista frontal.

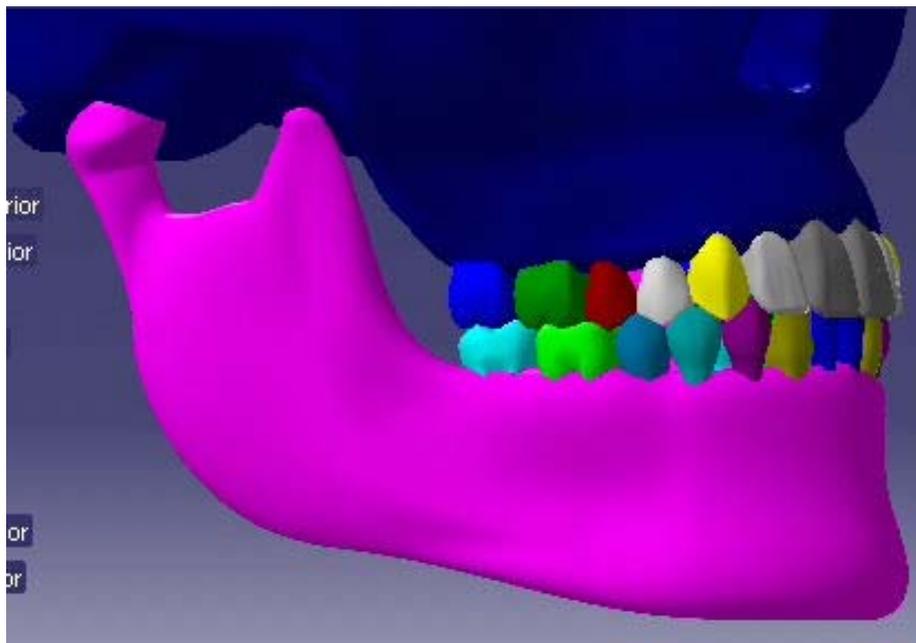


Figura 7 - Conjunto dentes, mandíbula e maxila finalizados pelo CATIA, vista sagital.

A geração das curvas de cada estrutura anatômica, passou por ajustes matemáticos, com funções de terceira ordem, utilizando-se o mesmo programa

CATIA, para que destas curvas fosse possível gerar as superfícies, que por sua vez pudessem de forma semi-automatizada, gerar as malhas de elementos finitos.

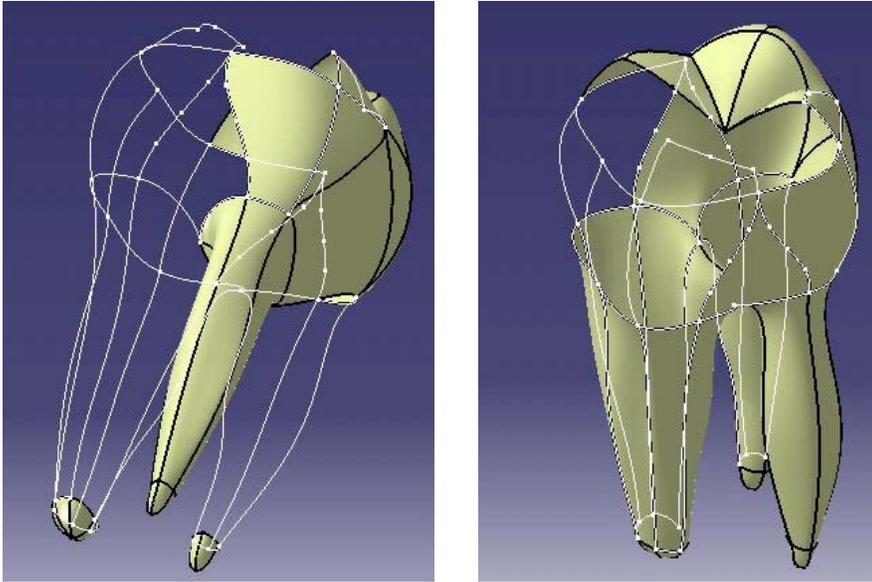


Figura 8 - Aspecto inicial do desenvolvimento do desenho de um molar.

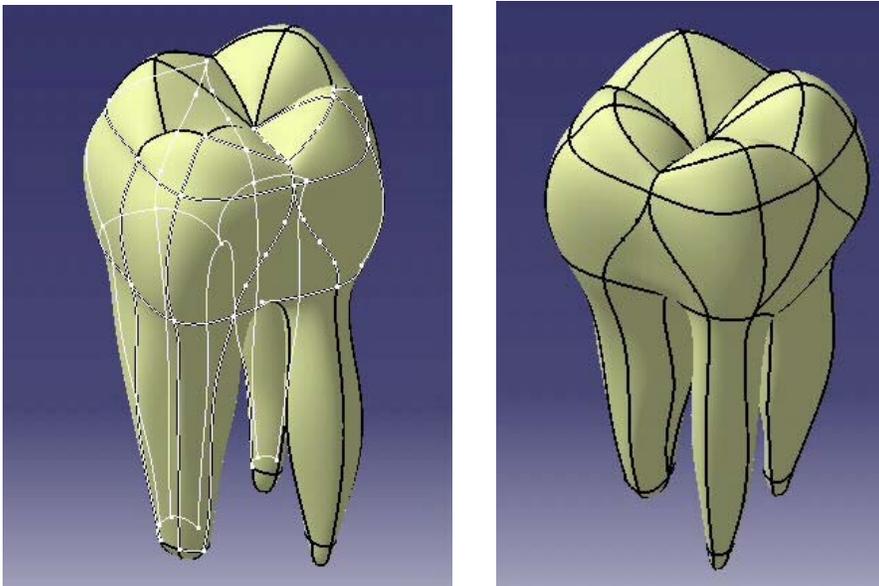


Figura 9 - Aspecto do desenvolvimento do desenho de um molar, no programa CATIA.

De posse dos modelos gráficos ou volumes provenientes do CATIA, foram geradas as malhas de elementos finitos para cada estrutura anatômica de forma

independente, pelo programa PATRAN⁵. Foi escolhido o critério auto-adaptativo para a geração das malhas de cada estrutura, gerada inicialmente para a superfície e posteriormente para estrutura interna, usando elementos tetraédricos, com quatro nós, com três graus de liberdade por nó. Vale ressaltar que os graus de liberdade correspondem às formas que poderão se deslocar, segundo equações matemáticas.

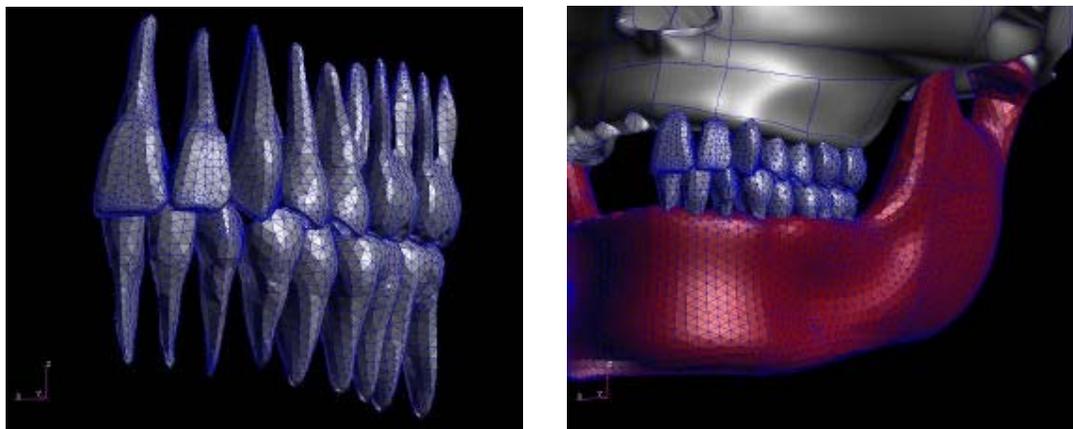


Figura 10 - Aspecto do desenvolvimento da malha tetraédrica do MEF, pelo programa PATRAN.

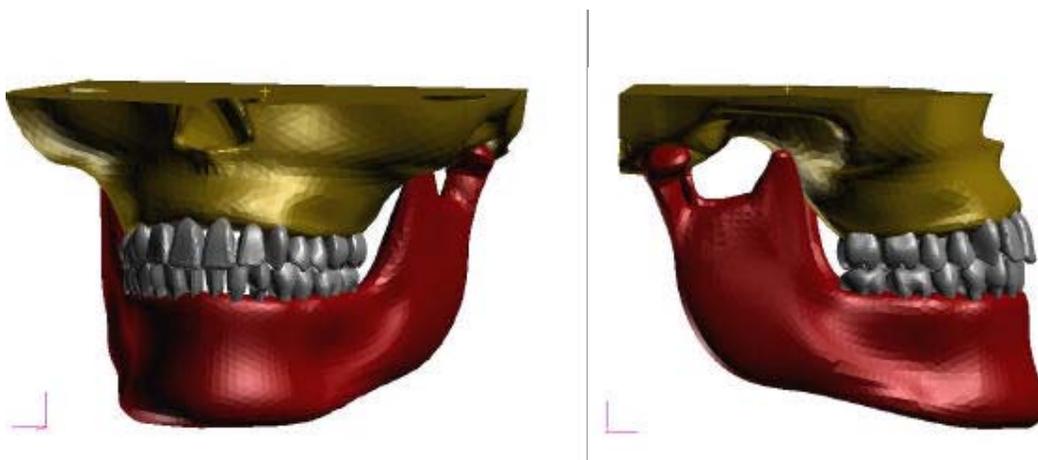


Figura 10 - MEF completo gerado, renderizado pelo PATRAN em diferentes vistas.

⁵ Patran – MSC softwares

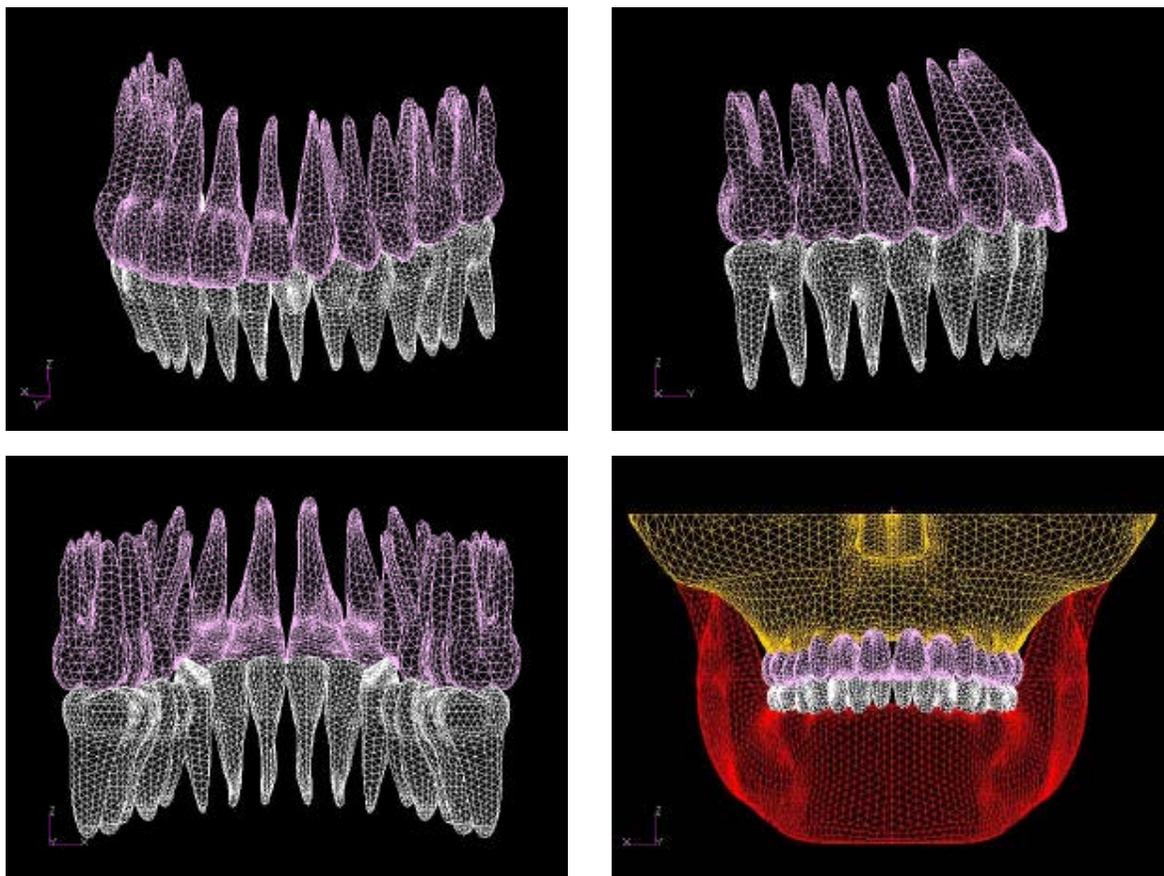


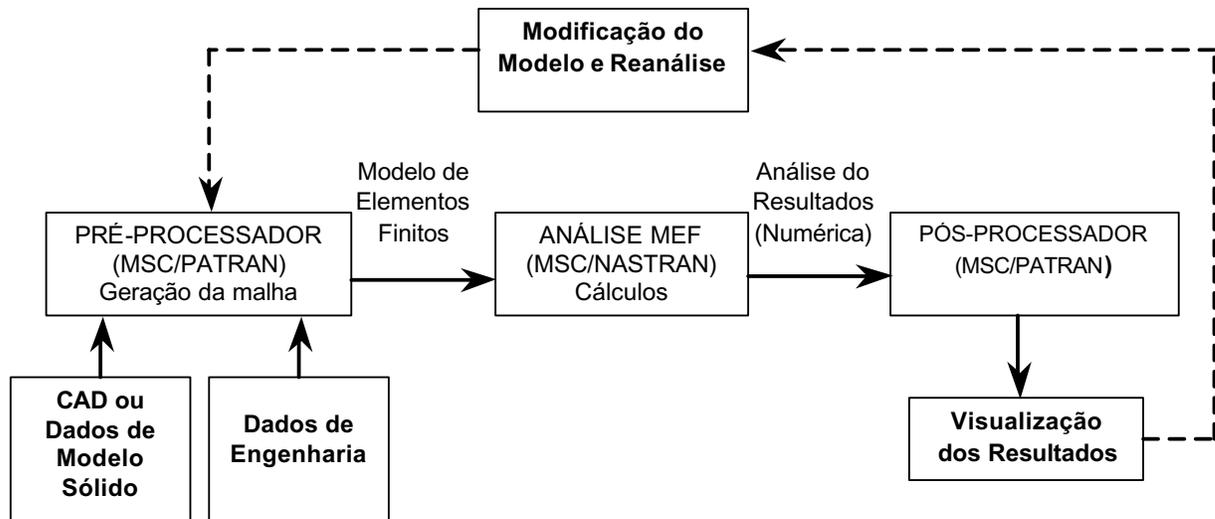
Figura 11 - Aspectos da malha de elementos finitos, gerada pelo PATRAN.

O modelo gerado, constou de uma malha com 520.445 elementos e 106.633 nós, sendo que os cálculos matemáticos de cargas e tensões foram realizados pelo *software* Nastran⁶. As propriedades elásticas de cada elemento anatômico, como os dentes e o osso alveolar, foram extraídas de Yang et al.(1999), considerando-se cada elemento dentário com propriedades isotrópicas, com módulo de elasticidade de 21.400 MPa e coeficiente de Poisson de 0,31. O tecido ósseo, tanto na maxila quanto na mandíbula, também foi considerado isotrópico, com coeficiente de Poisson de 0,30 e módulo de elasticidade de 14.500 MPa.

Os softwares utilizados foram o MSC/PATRAN como pré e pós-processador dos elementos finitos e o MSC/NASTRAN para os cálculos matemáticos. O PATRAN é um pacote gráfico que auxilia no desenvolvimento do modelo de elementos finitos

⁶ NASTRAN - MSC Softwares

(pré-processamento) e também na visualização dos resultados (pós-processamento). Esse pré-processador pode importar modelos geométricos de softwares CAD (Computer Aided Design) para serem usados como base da modelagem CAE (Computer Aided Engineering). Neste trabalho, o processador NASTRAN trabalhou integrado ao PATRAN, como software de análise.



Esquema n.º. 1 -Fluxograma da análise por elementos finitos utilizando o PATRAN e o NASTRAN.

Quando se torna necessário modelar uma estrutura que não possui um comportamento de barra ou superfície, sob um determinado carregamento, como no presente modelo, recorre-se ao uso de elementos tridimensionais. Estes elementos são normalmente denominados elementos sólidos. Aplicações típicas desses elementos em engenharia incluem: blocos de motores, engrenagens, suportes, etc. No presente trabalho foi utilizado o elemento CTETRA, com quatro faces de aplicação de carga, o qual é indicado para a maioria dos modelos sólidos,, permitindo a transferência de pressões aplicadas na região da superfície oclusal,, em qualquer direção, evitando a aplicação de cargas concentradas.

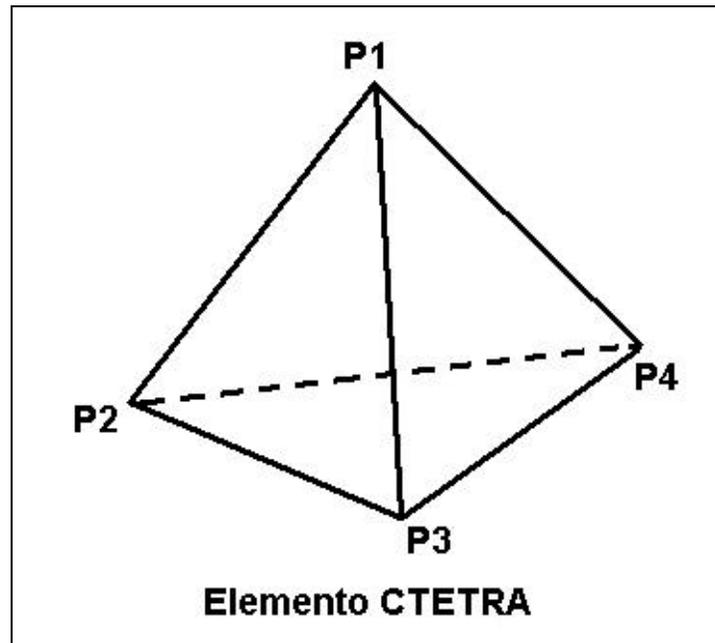


Figura 13 - Forma do elemento gerado

No processamento foram usadas características elásticas para cada um dos elementos, assim definidos, para possibilitar a avaliação do comportamento elástico, bem como os deslocamentos, que cada parte do arranjo poderá sofrer.

O equipamento usado foi um computador Pentium IV de 2 GHz de velocidade, 512 Gb de memória RAM, 80 GB de disco rígido e 64Mb de memória de vídeo.

O modelo teve restrições rígidas, na sua parte superior, coincidentes com o plano gerado no desenho do modelo, inibindo os deslocamentos, como mostrado na figura 14, com a finalidade de provocar um travamento total dos deslocamentos, conferindo rigidez a esta região.

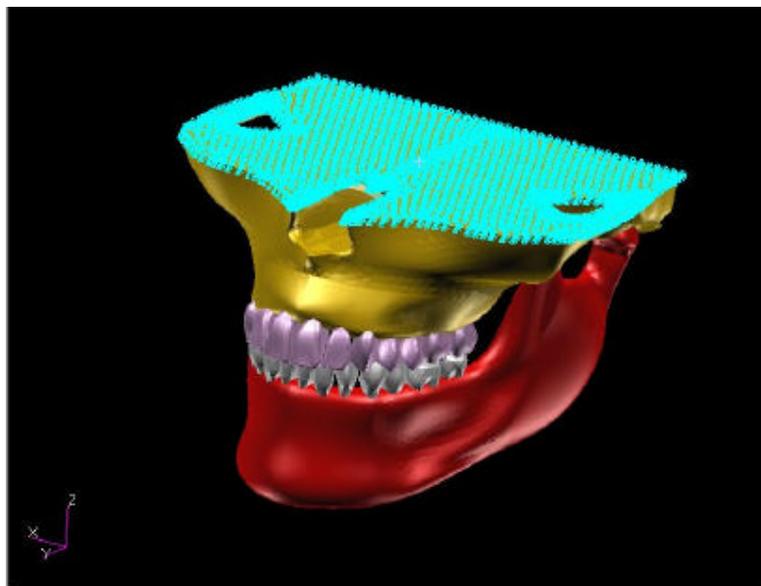


Figura 14 - A parte superior do modelo com as restrições assinaladas.

Na região correspondente aos côndilos, foram utilizados restrições elásticas, nas três direções principais (x, y e z), com coeficiente de rigidez de 1×10^7 N/m. Na região dos contatos interproximais, foram utilizados *Multi Point Constraint* (MPCs), que se comportam como elementos restritivos, com a finalidade de transferir os deslocamentos de um elemento dental ao outro.

Foram então elaboradas 4 situações para carregamento, de tal forma que simulassem as seguintes condições de oclusão dental: 1)- O MEF 1 foi caracterizado para que apresentasse os contatos oclusais de fechamento padrão, ou seja contato dos caninos e dentes posteriores, com distribuição mais equilibrada, apresentando contatos cúspide-fossa e cúspide crista marginal completos, conforme relacionado por Charles McNeill ; 2)- No MEF 2 os contatos oclusais foram caracterizados da mesma forma, mas foram desequilibrados, removendo-se os contatos das cristas marginais mesiais e o contato mais mesial de cada tripoidismo, considerando-se a arcada superior como referência; 3)- No MEF 3, procedeu-se de forma inversa, ou

seja, foram removidos os contatos distais nas cristas marginais e o contato mais distal de cada triploidismo, considerando-se, da mesma forma, a maxila como referência, sendo que em todas estas três simulações, os incisivos inferiores não contatavam os superiores. 4)- O MEF 4 foi caracterizado de forma idêntica ao MEF 3, acrescentando-se contatos entre os incisivos superiores e inferiores. Os contatos oclusais foram estabelecidos, nos quatro modelos, utilizando também os MPC.

Ao modelo com os contatos oclusais de distribuição mais equilibrada, denominou-se "Modelo padrão", que se constituiu no MEF 1; o segundo modelo, ou MEF 2 foi denominado "Modelo equilíbrio". O MEF 3, "Modelo parada" e o MEF 4, "Modelo parada com contato incisal". A figura 15 mostra a representação dos contatos oclusais e proximais emMPCs.



Figura 15 - Contatos proximais e oclusais delimitados sob a forma de MPCs

Para a simulação dos contatos dentários, nos quatro modelos, considerou-se como padrão normal, o relacionamento dental cúspide-crista, e a distribuição destes como o descrito por Cerveira Netto (2001).

Construídos os quatro MEF Tridimensionais, conforme já descritos, esses foram submetidos a testes de cargas oclusais estáticas, em fechamento cêntrico, com 50 kg de força aplicados em cada um dos modelos, com base na literatura consultada, para avaliar-se os efeitos da variação do padrão de distribuição dos contatos oclusais, nos deslocamentos e tensões, e comparar-se os resultados obtidos (SERIO e HAWLEY, 1999; OKESSON, 2000).

As forças musculares totais, de fechamento da mandíbula, foram consideradas com 50kg, como anteriormente descrito, sendo estas caracterizadas por vetores de força que foram posicionados de maneira aproximada da anatomia dos músculos elevadores da mandíbula, como mostrado nas figuras 16 a 18. As forças foram divididas pelos vetores de tal forma que fossem equivalentes em ambos os lados, e ainda considerou-se que os músculos se contraíam simultaneamente.

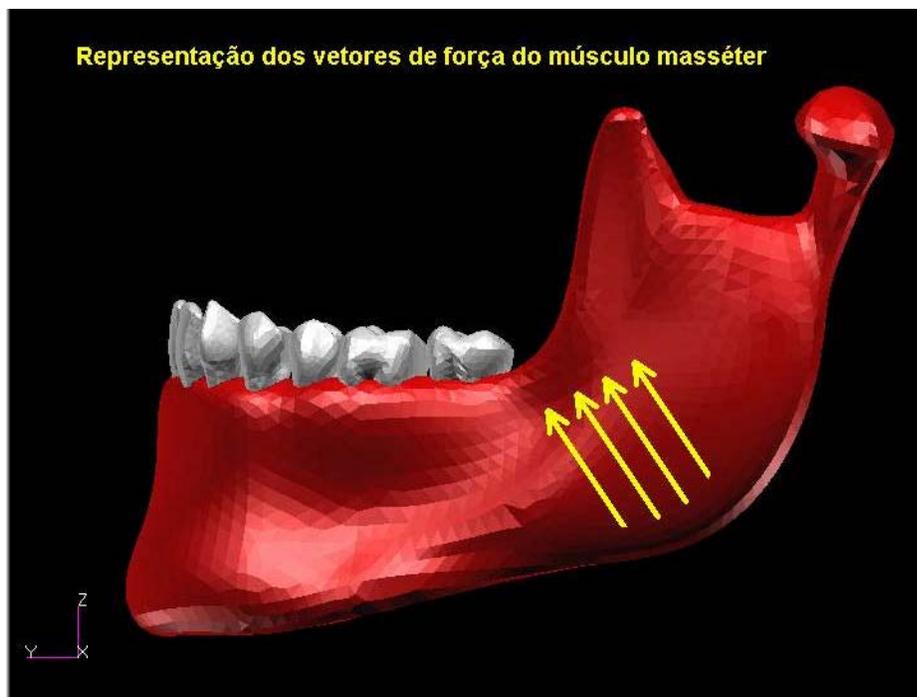


Figura 16 - Representação esquemática dos vetores utilizados para representar o músculo masseter.



Figura 17 - Representação esquemática dos vetores utilizados para representar o músculo Pterigóideo medial.

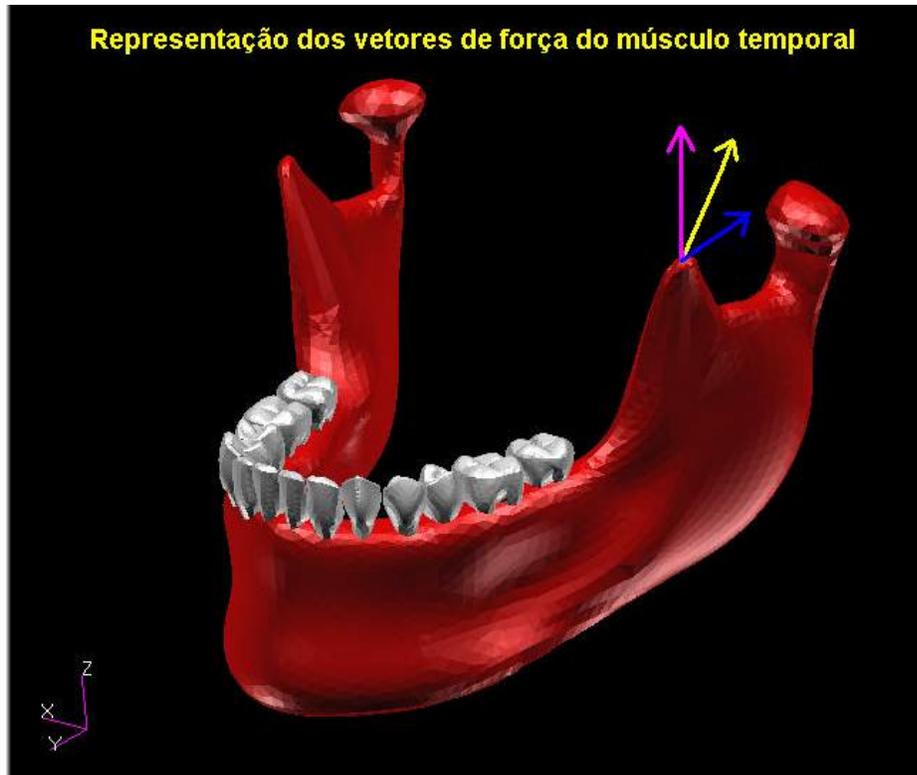


Figura 18 - Representação esquemática dos vetores utilizados para representar o músculo temporal.

5 – RESULTADOS

Realizados os experimentos, de acordo com a metodologia descrita no capítulo anterior, passa-se aqui a descrever os resultados obtidos em cada uma das simulações realizadas.

5-1 MEF 1- MODELO COM CONTATOS PADRÃO

Sendo este o modelo, o que apresentava os contatos oclusais estáveis, os resultados obtidos mostraram um padrão de distribuição bastante característico,

indicando que os dentes inferiores apresentaram um deslocamento maior que os superiores, e que todos os elementos apresentaram valores indicando tendência a mesialização, sendo os valores de movimentação vertical mais acentuados, observados nos molares e tendência de mesialização mais acentuada nos incisivos inferiores, conforme mostrados pelos Gráficos 1 a 6 e pelas Figuras de 1 a 26.

Assim sendo, os Gráficos 1 (que considerou os dentes inferiores) e 2 (que considerou os dentes superiores) foram obtidos, tomando-se como referência um nó, selecionado num ponto central, na superfície oclusal ou incisal de cada dente inferior e superior. Os valores de deslocamento total e nos planos X, Y e Z, foram identificados em cada elemento, iniciando pelo dente 31 até o 37, para geração do gráfico 1; procedendo-se da mesma forma, iniciando pelo dente 21 e continuando até o 27, para geração do gráfico 2.

Ao analisar-se o gráfico 1, verificou-se que o deslocamento total, dado pela composição dos deslocamentos em cada direção, os maiores valores encontrados foram nos segundos molares inferiores, sendo nestes da ordem de 0,009mm, diminuindo progressivamente até os caninos, nos quais foi de 0,003mm, voltando a aumentar nos incisivos laterais e centrais, pois neste modelo estes dentes não apresentaram contato entre antagonistas. Ao observar-se os deslocamentos somente no eixo vertical, ou seja, Z, o padrão apresentado é de um deslocamento progressivamente maior, dos segundos molares inferiores, da ordem de 0,0065mm, para mesial, chegando ao incisivo central inferior com um valor negativo, embora muito pequeno.

Ainda neste gráfico, ao avaliar-se os deslocamentos no eixo Y, ou seja, no sentido pósterio-anterior, observou-se que todos os dentes apresentaram valores positivos, ou seja, indicando tendência de mesialização, especialmente nos incisivos,

que tiveram os maiores valores, mesmo neste modelo, que apresentava os contatos oclusais mais equilibrados. Os valores encontrados para os deslocamentos no eixo X, ou seja lateral, foram os de menor magnitude e tal fato pôde ser atribuído a um pequeno desequilíbrio na distribuição lateral dos contatos oclusais.

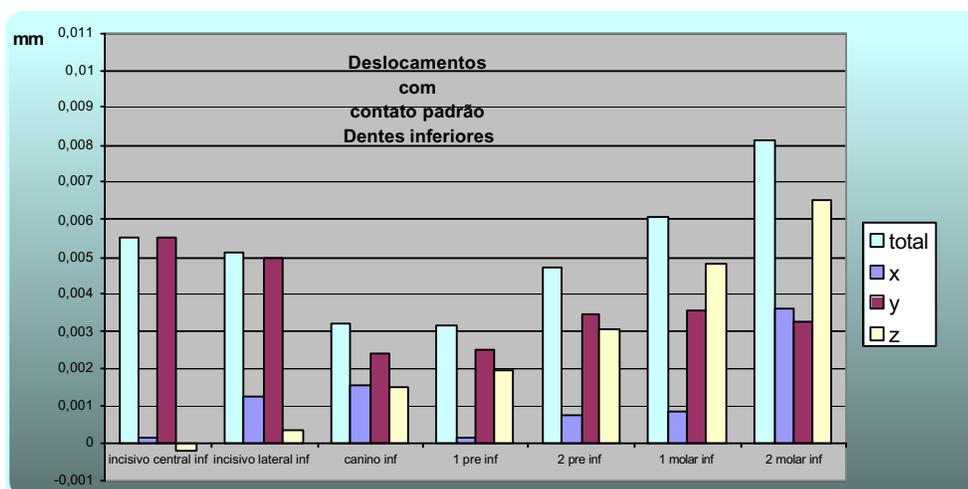


Gráfico 1 – deslocamentos totais e nos eixos x, y, e z, no caso de contatos-padrão mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes inferiores, em mm.

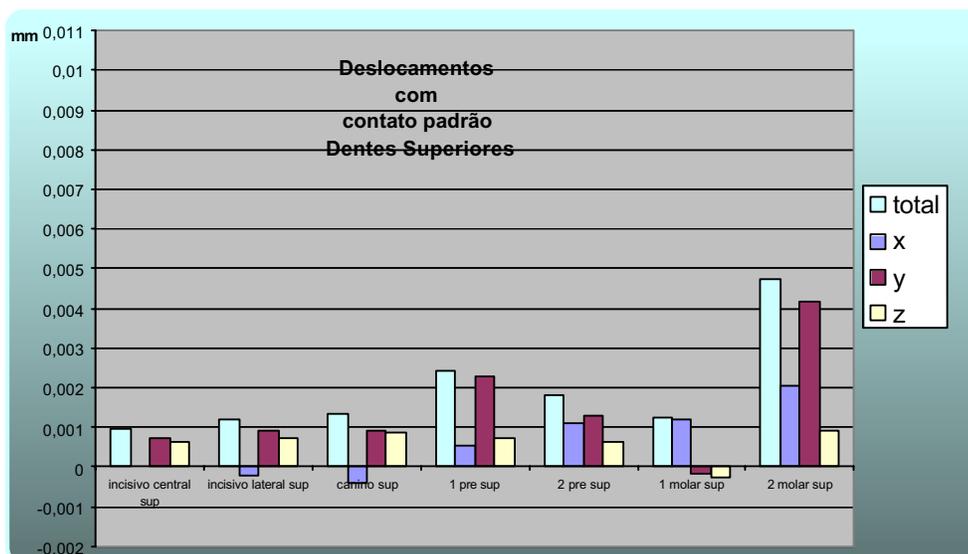


Gráfico 2 - Deslocamentos totais e nos eixos x, y, e z, no caso de contatos-padrão mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes superiores, em mm.

Ao analisar-se o gráfico 2, verificou-se que o deslocamento total, dado pela composição deslocamentos em cada direção, os valores dos deslocamentos obtidos foram, de forma geral menores que os inferiores, tal fato se pode explicar pelo fato do modelo da Maxila não ter considerado a existência das cavidades sinusais, o que pode ter tornado o deslocamento dos dentes superiores de menor magnitude, mas como a análise é do tipo qualitativo e não quantitativo, a tendência do comportamento é a mais importante. Nota-se que além dos deslocamentos serem menores que no modelo inferior, eles são mais distribuídos em todos os dentes pois este é o modelo que possui os contatos oclusais melhor distribuídos.

Os gráficos de 3 a 6, foram montados com a finalidade de avaliar-se os deslocamentos entre dois dentes antagonistas, ao longo de seus respectivos eixos de inserção. Para tal, selecionaram-se 9 pontos, sendo o primeiro no osso mandibular, num ponto abaixo do ápice radicular, e 8 em cada par de elementos dentários antagonistas, sendo quatro para o inferior e quatro para o superior. Assim, no gráfico 3, o ponto 2 corresponde ao ápice da raiz do incisivo central inferior, o 3 a um ponto na metade de sua raiz anatômica, o 4 à região do colo, e o ponto 5 ao terço incisal da coroa. O ponto 6 correspondeu ao terço incisal do central superior, o sétimo à região cervical, o oitavo à metade de sua raiz anatômica, e o nono ponto ao ápice do mesmo. Os pontos foram selecionados em nós, pelo lado vestibular.

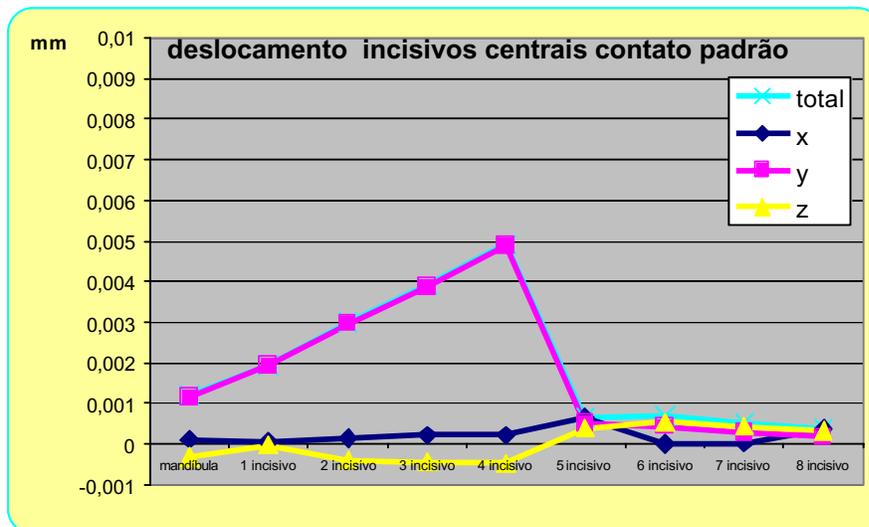


Gráfico 3 – MEF 1 - deslocamentos totais e nos eixos x, y, e z, medidos no ponto mandibular e ao longo dos incisivos centrais.

O gráfico 3 mostra que o deslocamento total do incisivo inferior, é bem mais significativo que o superior, sendo que o primeiro sofre deslocamento de todo o corpo, menor em nível do ápice radicular, maior ao longo do corpo do dente, o que indicou inclinação para vestibular. Notou-se que o movimento predominante ocorreu no eixo Y, ou seja deslocou-se mais no sentido mesial, que nos outros eixos, sendo responsável pela quase totalidade do deslocamento observado. Como neste MEF os incisivos não apresentaram contato oclusal, observou-se que praticamente não houve deslocamento do incisivo superior.

Notou-se no gráfico 4 que o canino inferior se deslocou predominantemente para mesial, com pequeno deslocamento de ápice. O deslocamento da coroa do superior observado foi muito pequeno e não ocorreu deslocamento do ápice radicular. Apresentou também deslocamento no eixo X, ou seja lateral, de todo o corpo anatômico, sendo ligeiramente negativo na região apical, e positivo ao nível da coroa.

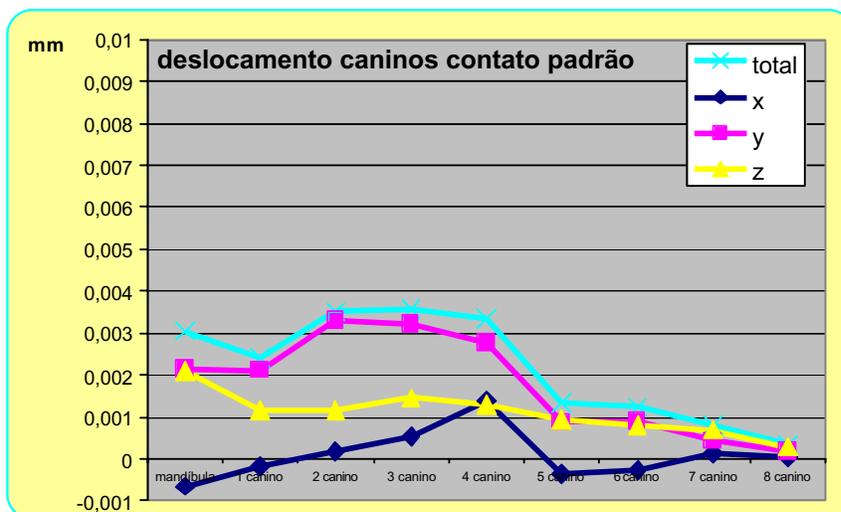


Gráfico 4 – MEF 1 - Deslocamentos totais e nos eixos x, y, e z, medidos no ponto mandibular e ao longo das raízes dos caninos superiores e inferiores.

Observou-se no gráfico 5, que o deslocamento total do pré-molar inferior é significativamente maior que o superior, se deslocando mesial e lateralmente em valores ligeiramente maiores que os observados nos caninos, em valores similares, indicando o deslocamento de todo o corpo do elemento dental, com pequena inclinação lateral.

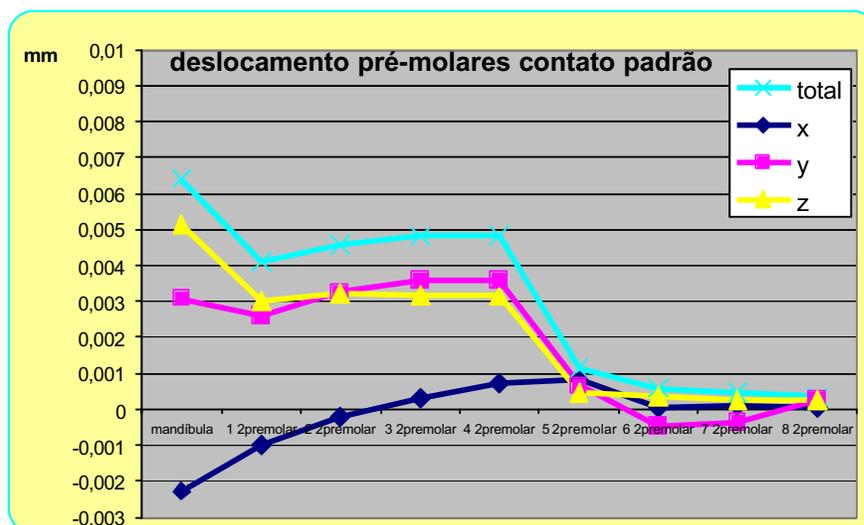


Gráfico 5 – MEF 1- Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos no ponto mandibular e ao longo dos primeiros pré-molares.

Observou-se que o gráfico 6 apresentou os maiores valores de deslocamentos, sendo os de maior magnitude observados no ponto mandibular, portanto o deslocamento da mandíbula nesta região, observado no eixo Z, foi maior que nos gráficos anteriores. Notou-se também que no eixo X, ou lateral houve deslocamento negativo na região apical e positivo na região coronária, indicando inclinação lateral deste elemento. Verificou-se também que o deslocamento mesial do inferior ocorreu em todo o corpo do dente e que no superior ocorreu um deslocamento maior da coroa que do ápice radicular.

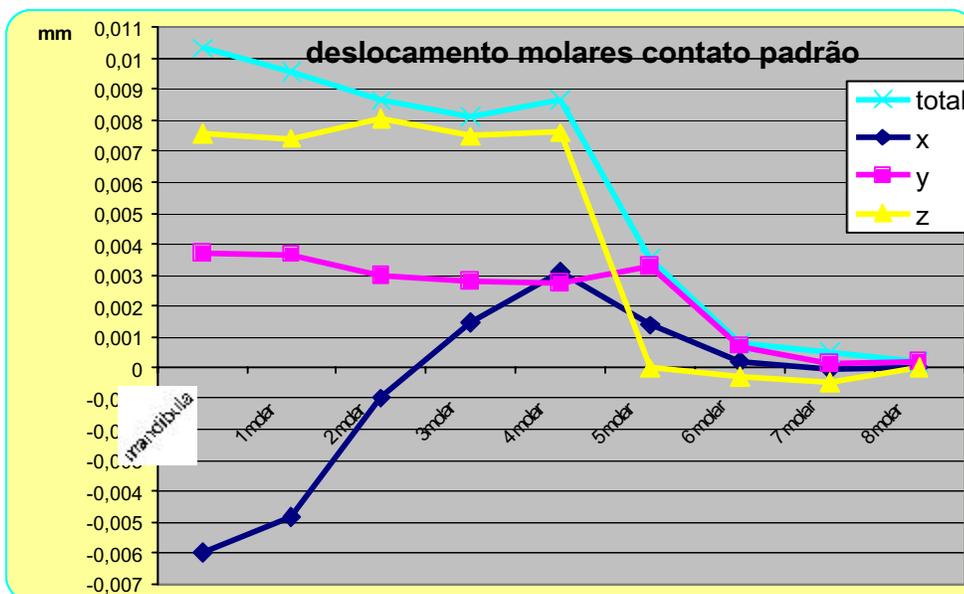


Gráfico 6 – MEF 1 - Deslocamentos totais e nos eixos x, y, e z, medidos no ponto mandibular e ao longo dos segundos molares

Destaca-se aqui que as figuras seguintes, evidenciarão os resultados dos deslocamentos, obtidos no **MEF 1** isolando-se somente o conjunto de dentes, numa ilustração utilizando-se de variação de cores, com escala em décimos de milímetros, para uma demonstração visual dos resultados obtidos, pelo modelo com contatos padrão, com e sem a superposição da malha. Os efeitos dos deslocamentos nas figuras, foram magnificados para melhorar a visibilidade. Apresenta-se ao final, uma visualização das tensões Von Misses.

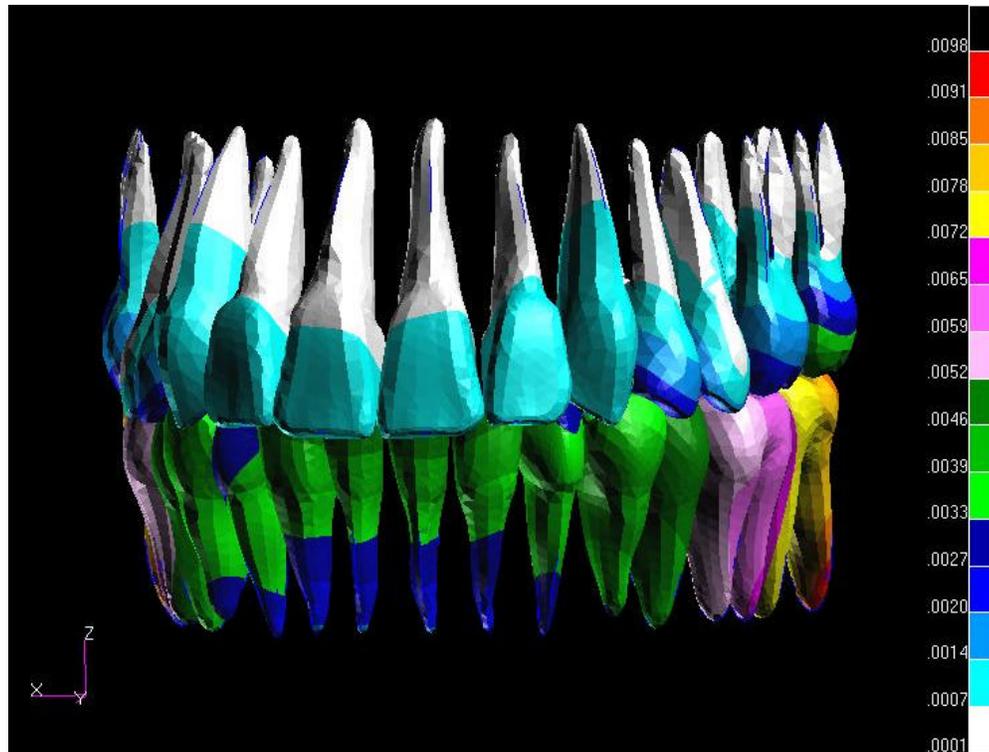


Figura 1 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento total em vista frontal.

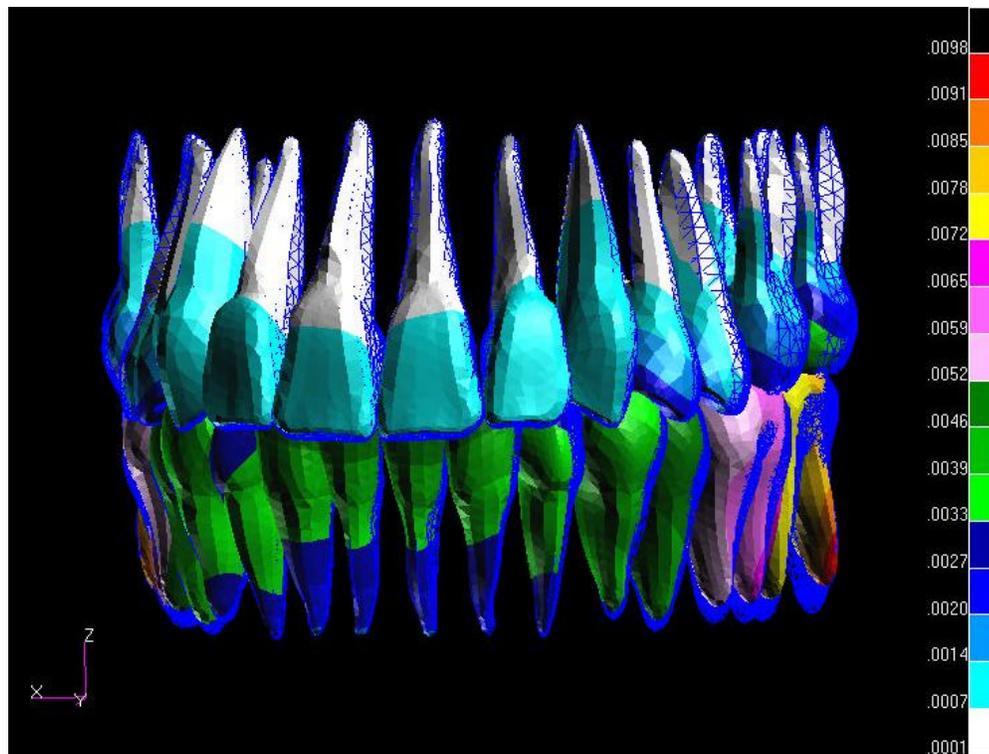


Figura 2 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento total, com superposição da malha.

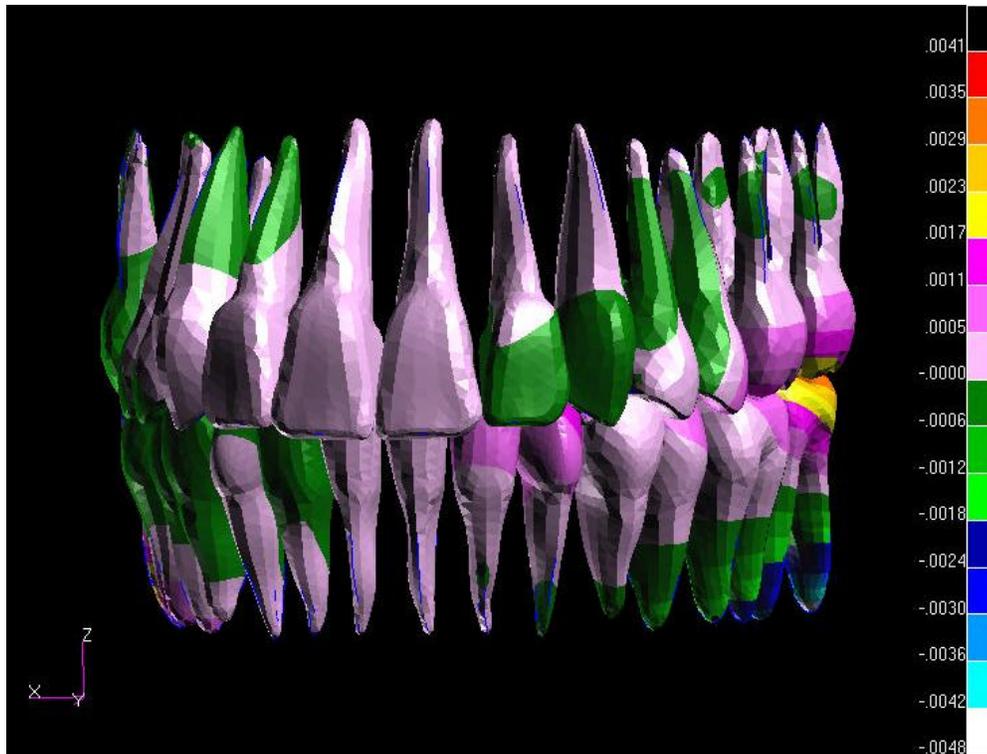


Figura 3 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em x, vista frontal.

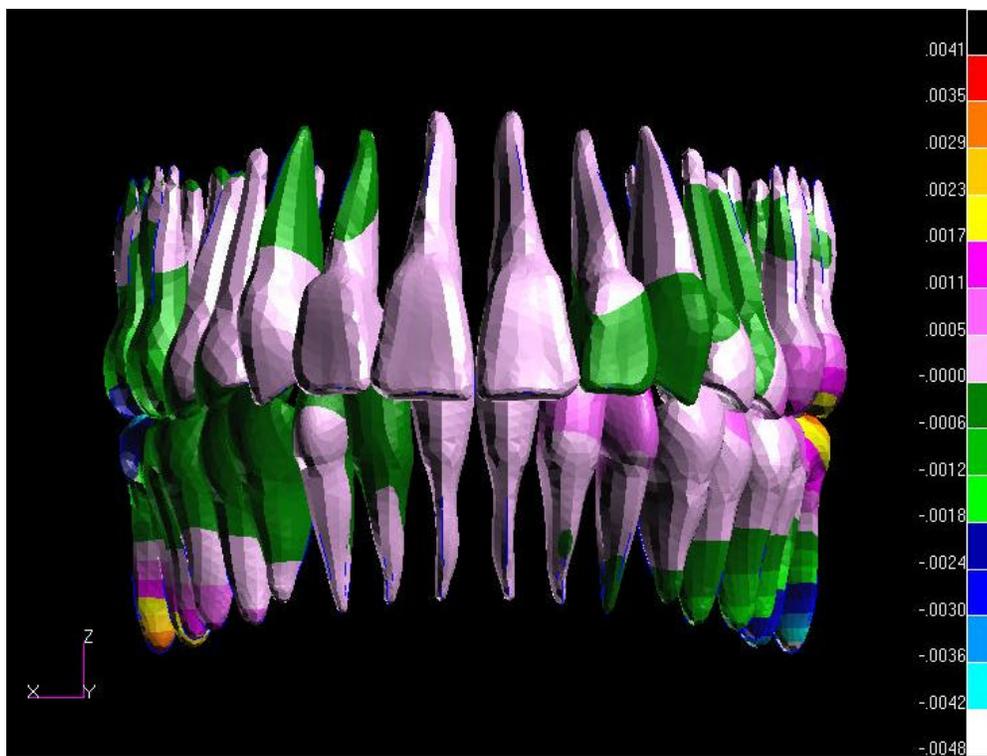


Figura 4 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em x, vista frontal.

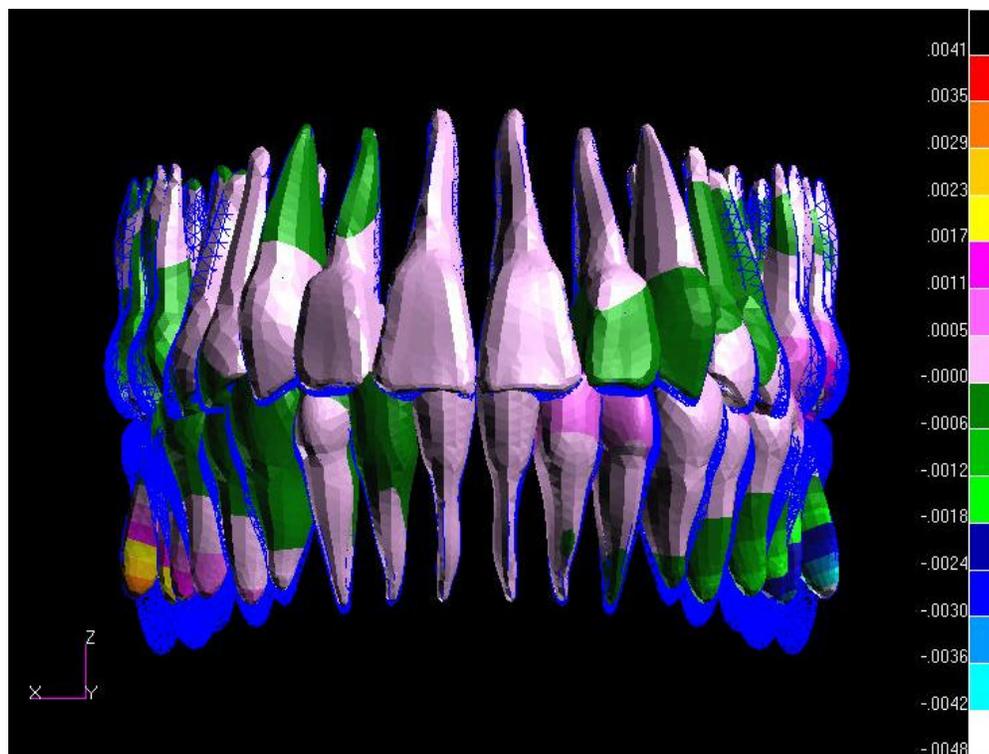


Figura 5 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em x, com superposição da malha.

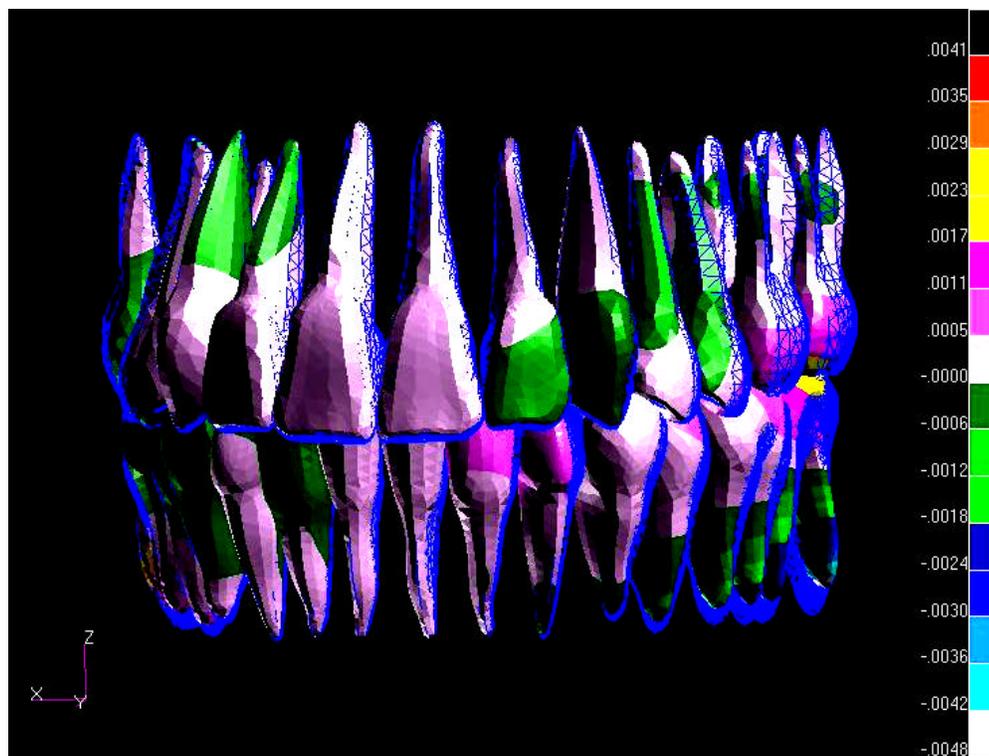


Figura 6 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em x, com superposição da malha.

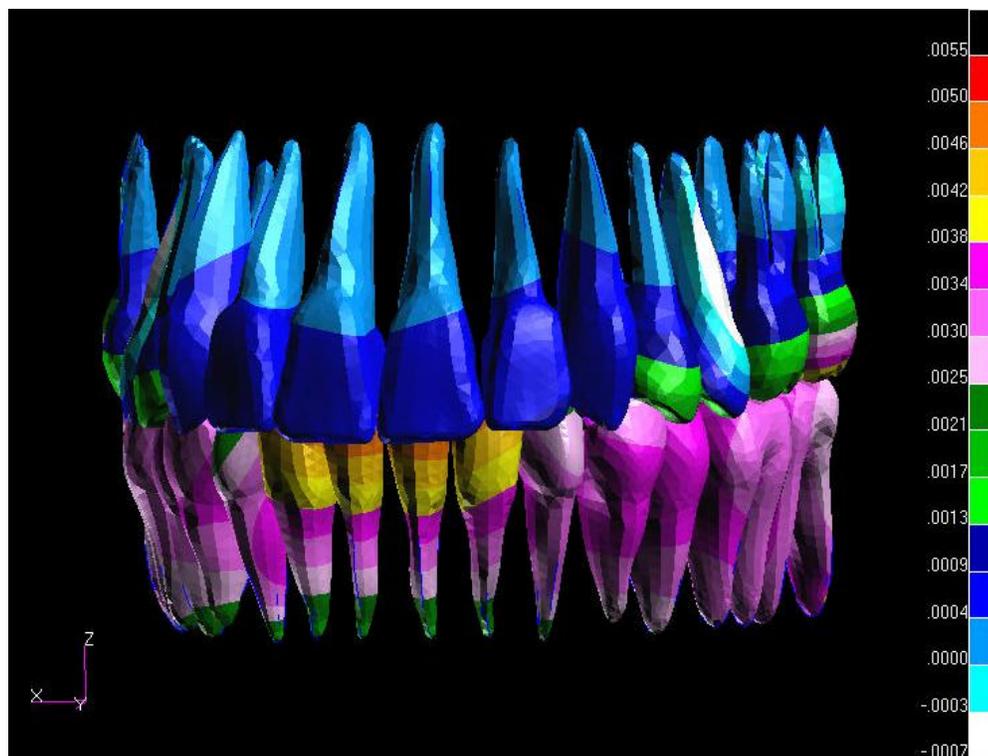


Figura 7 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em y.

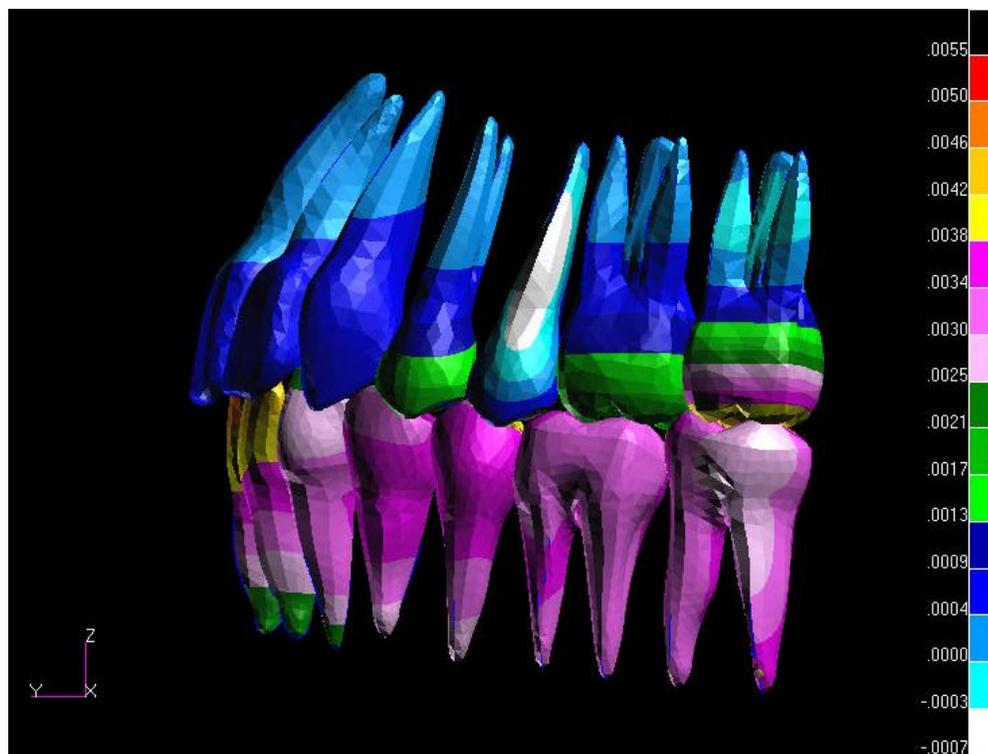


Figura 8 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em y, vista lateral.

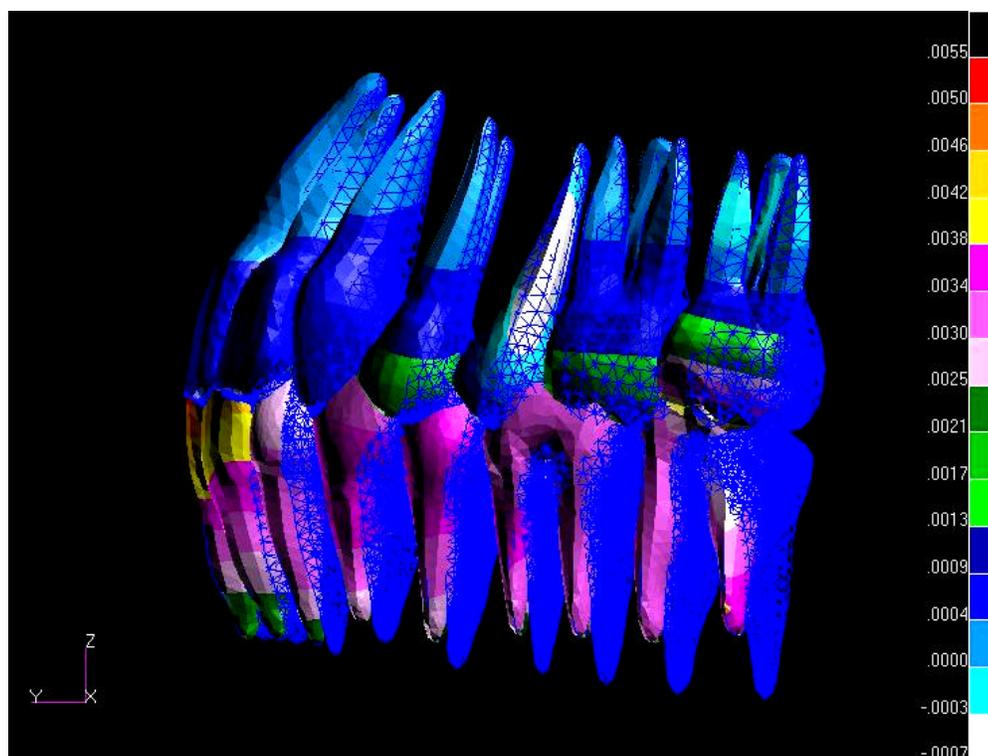


Figura 9 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em y, vista lateral, com malha.

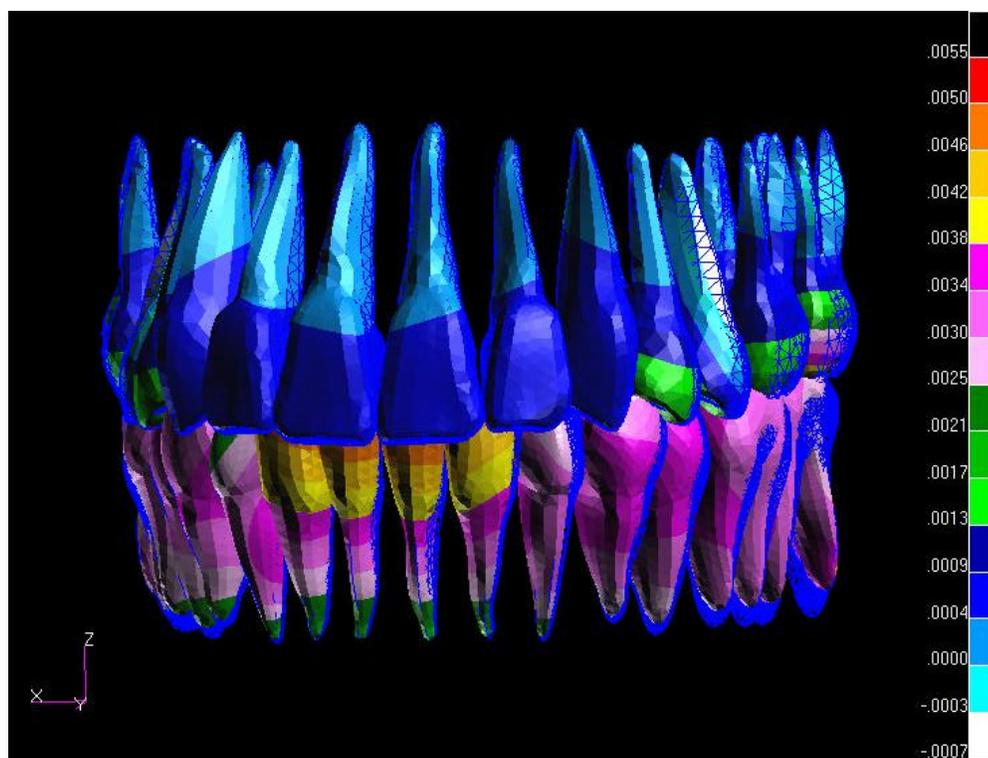


Figura 10 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em y, com malha.

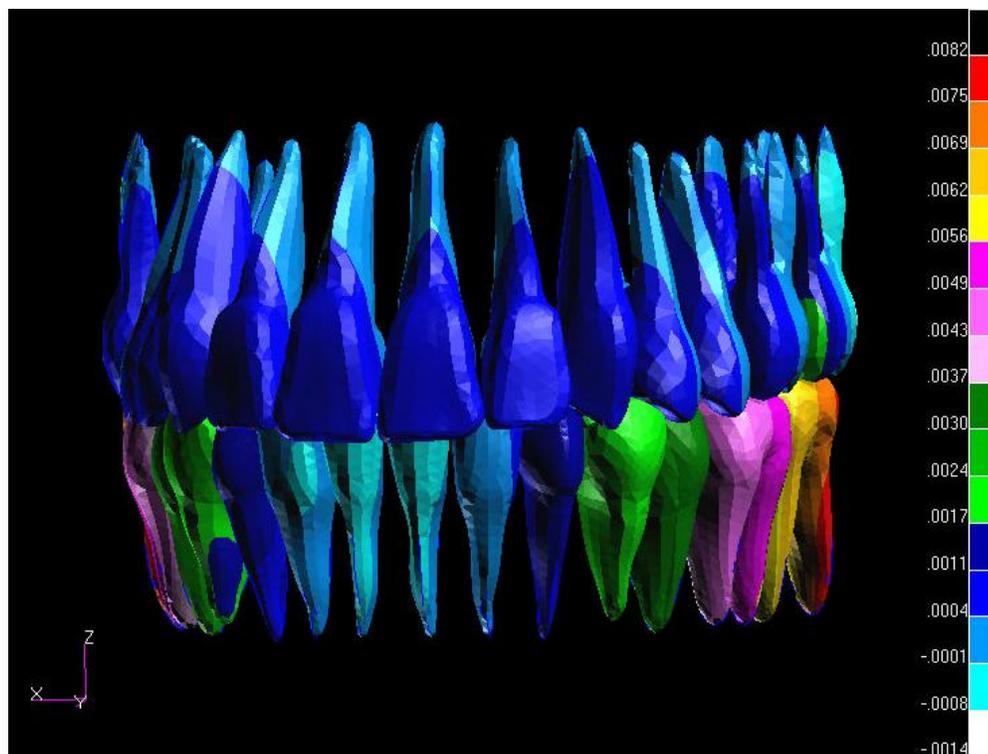


Figura 11 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em z.

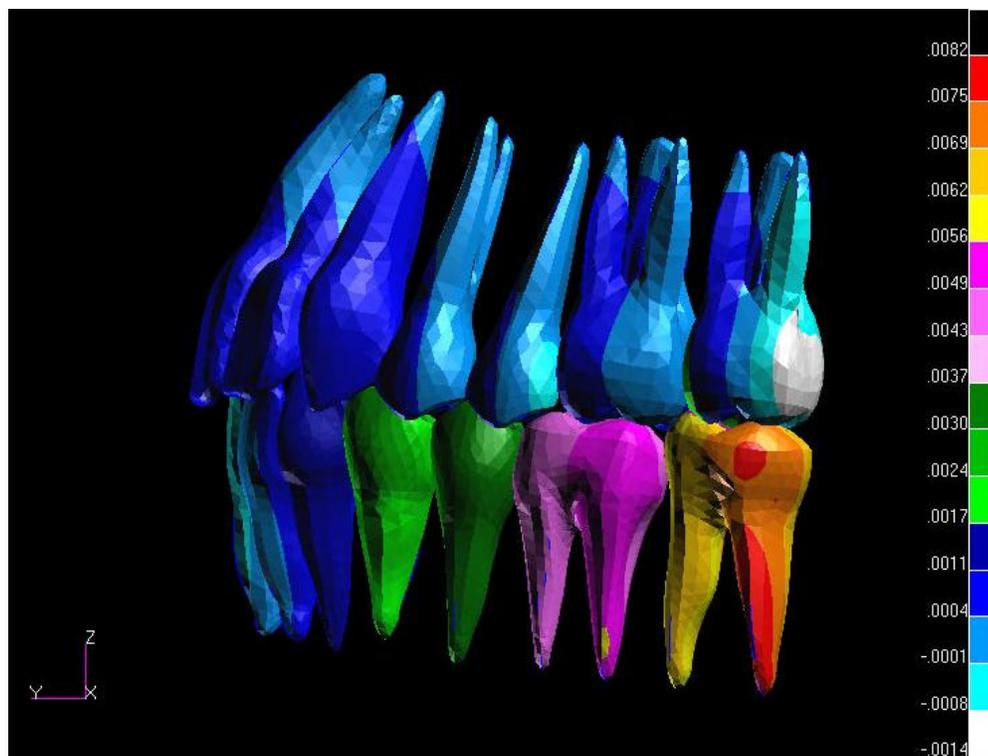


Figura 12 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em z, vista lateral.

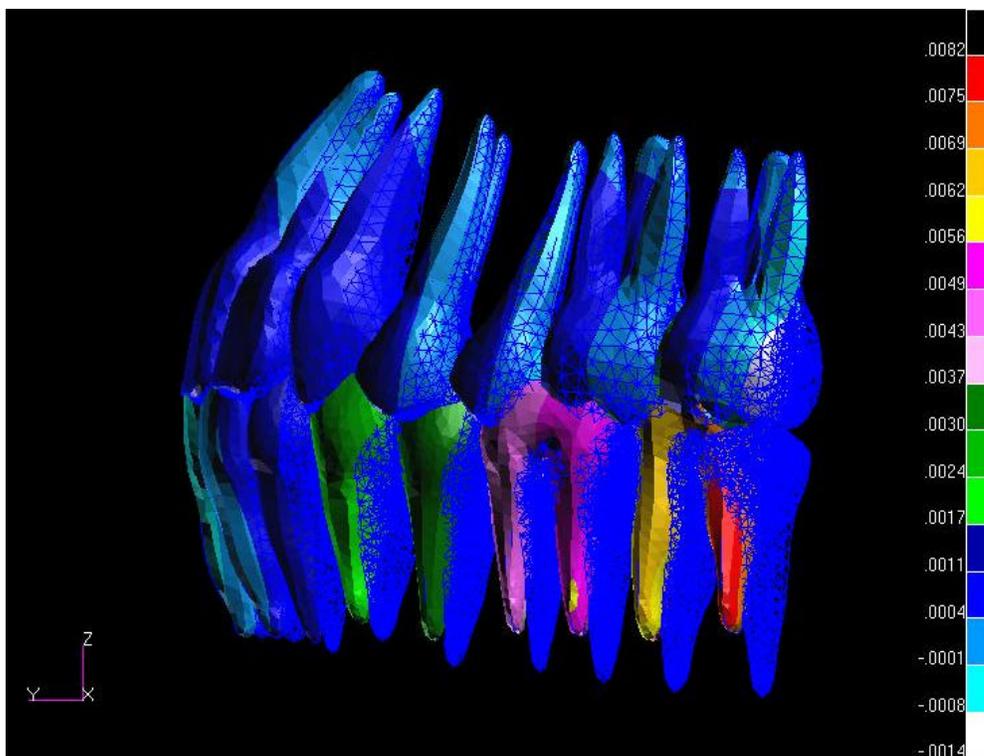


Figura 13 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em z, vista lateral com superposição da malha.

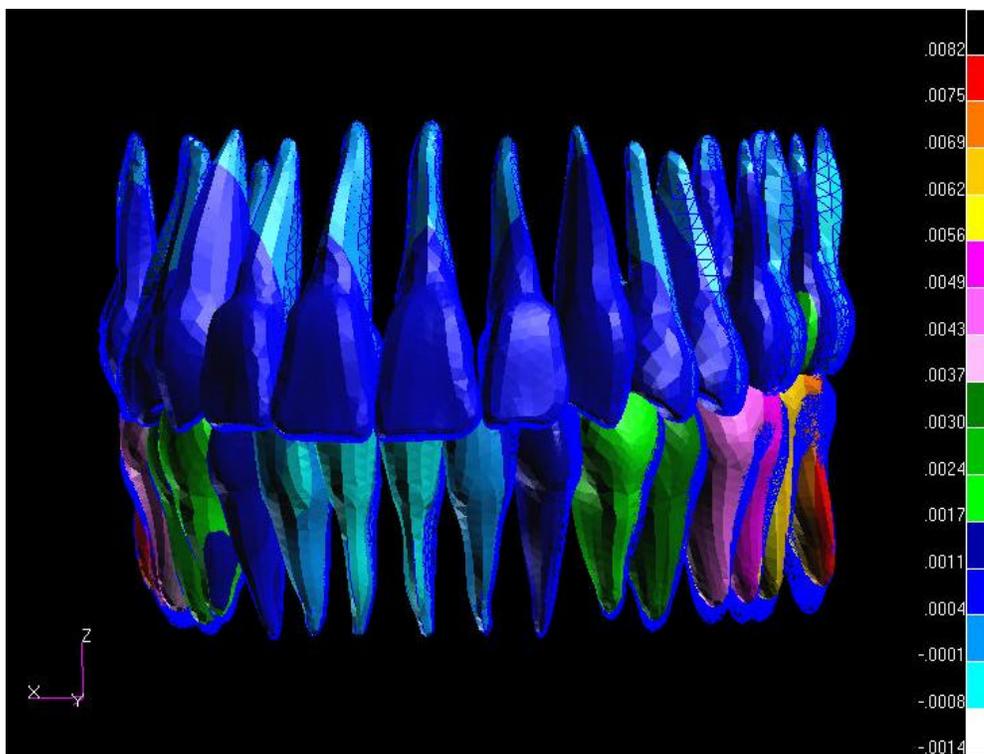


Figura 14 - MEF 1: Contatos padrão, deslocamento em z, com superposição de malha.

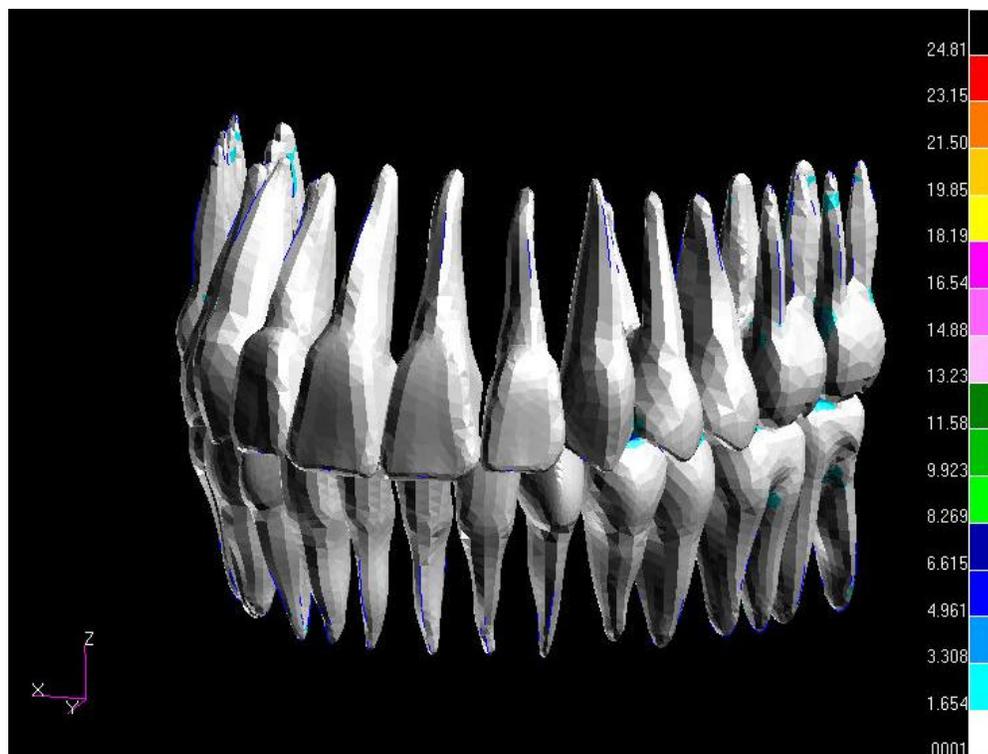


Figura 17 - MEF 1: Contatos padrão, tensão Von Misses.



Figura 18 - MEF 1: Contatos padrão tensão Von Misses arco superior.

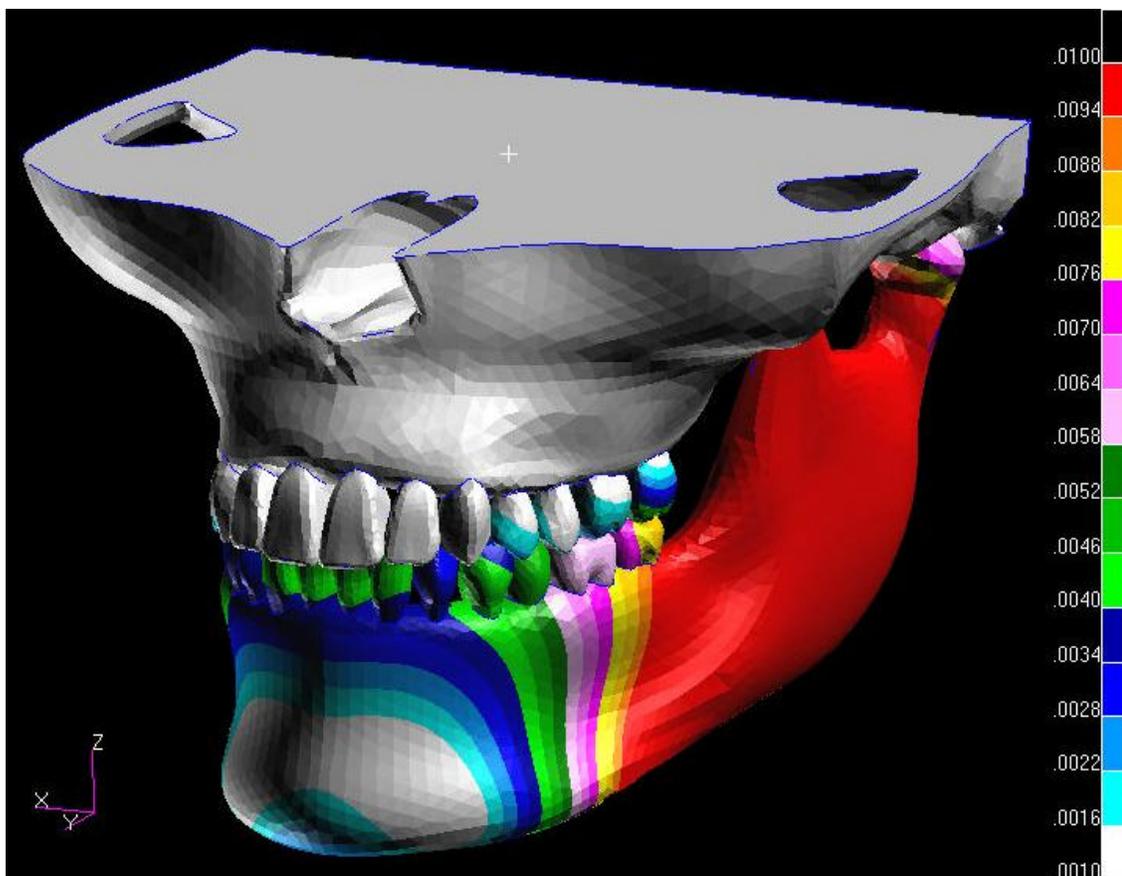


Figura 19 - MEF 1: Deslocamentos totais, dos contatos padrão, observados em MEF completo, em maxila e mandíbula.

Observa-se na figura 19, através de uma escala de cores, numa visão geral do modelo, que os maiores deslocamentos ocorreram no osso mandibular, na região de inserção muscular, ou seja da ação das forças, e gradativamente diminui em relação à linha média, sendo menor nos incisivos superiores. Nas figs. 20 e 21 mostra-se o mesmo, de forma separada, em mandíbula e maxila.

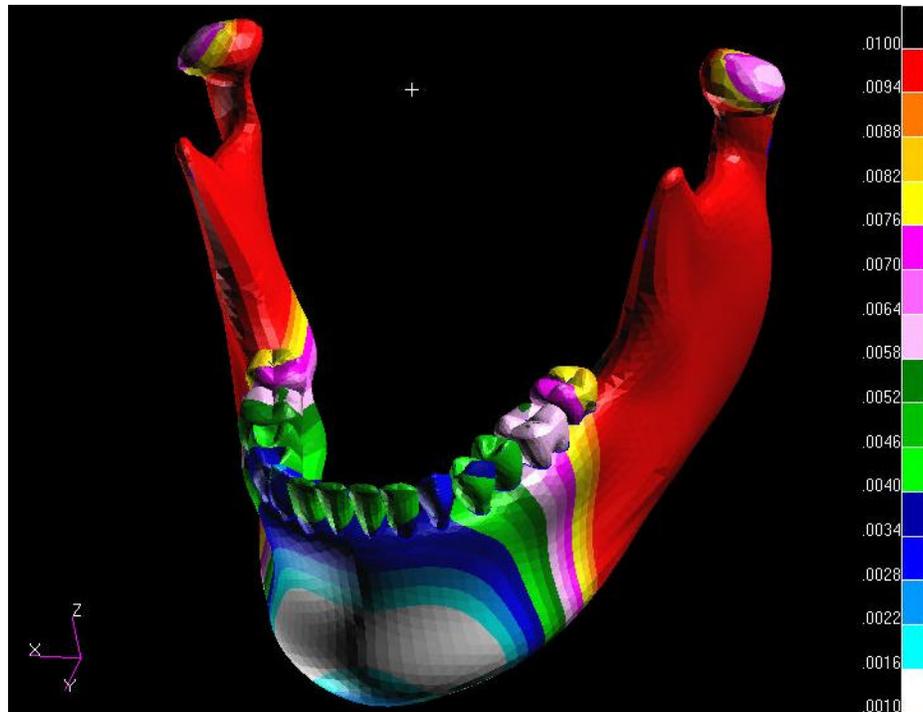


Figura 20 - MEF 1: Deslocamentos totais dos contatos-padrão visto em MEF completo de Mandíbula isoladamente.

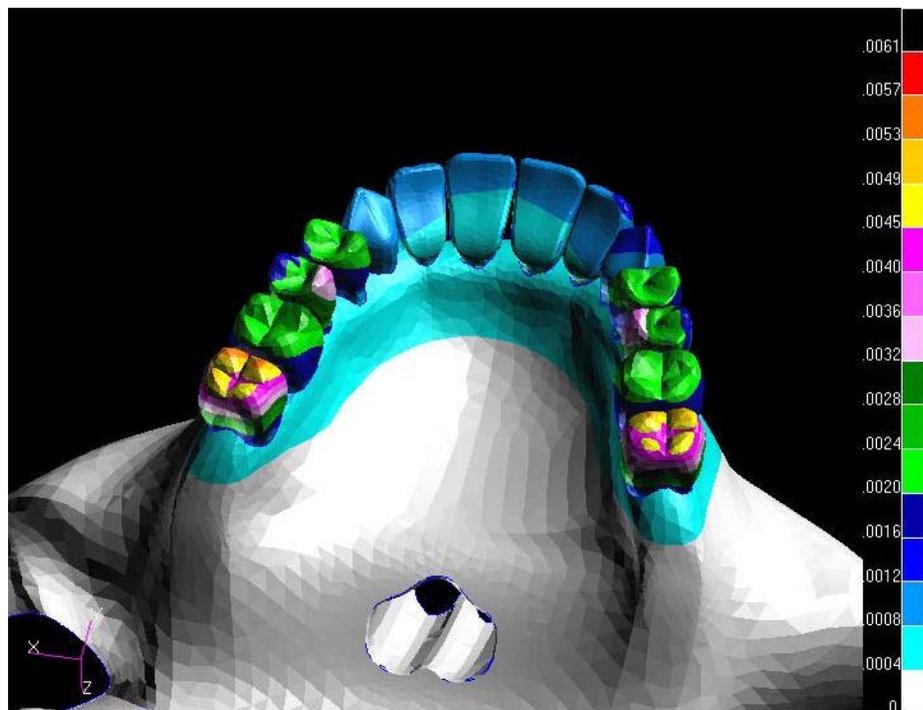


Figura 21 - MEF 1: contatos-padrão, deslocamentos totais, vistos em maxila isoladamente.

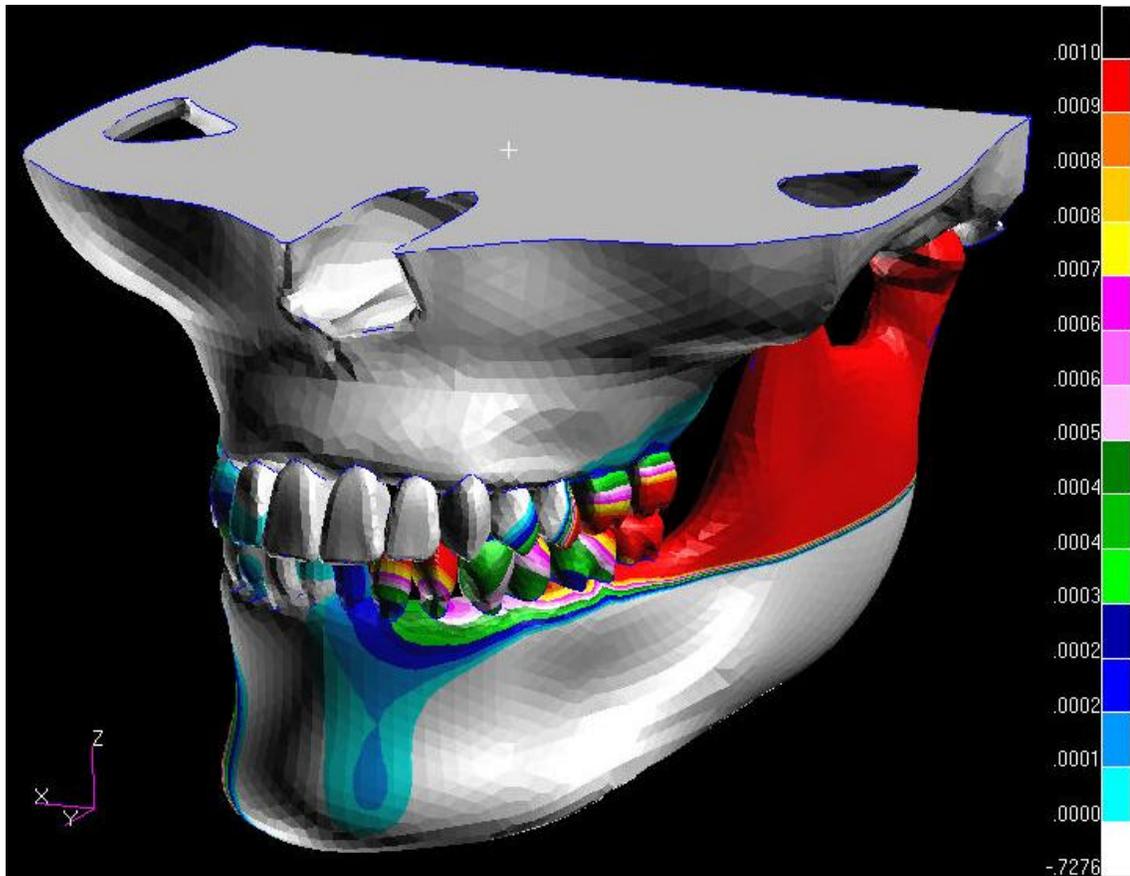


Figura 22 - MEF 1: contatos-padrão, Deslocamentos no eixo x, visto em modelo completo de maxila e mandíbula.

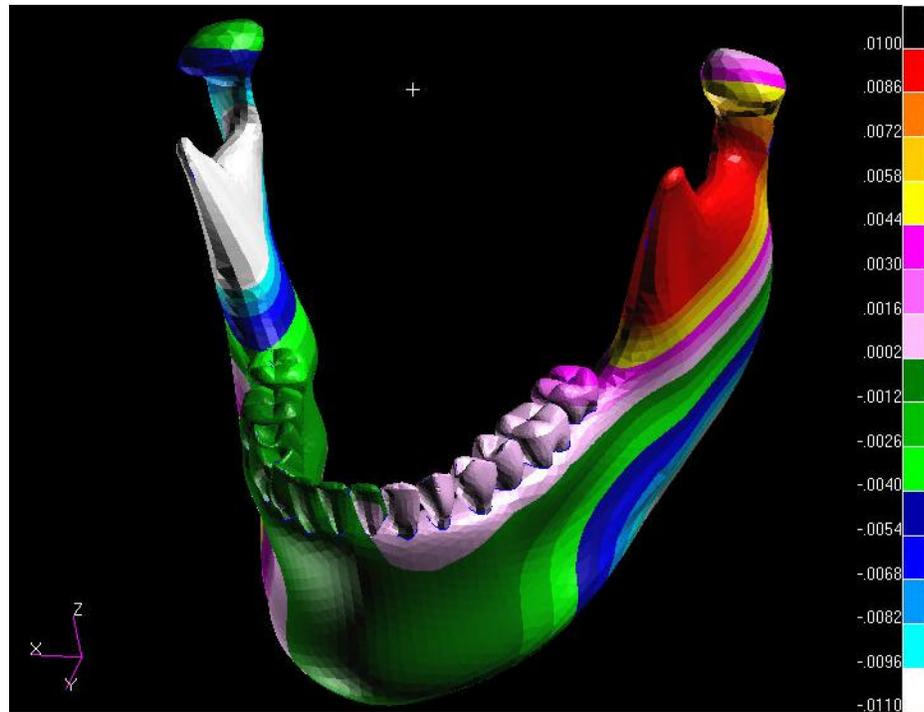


Figura 23 - MEF 1: contatos-padrão, Deslocamentos no eixo x, visto em mandíbula.

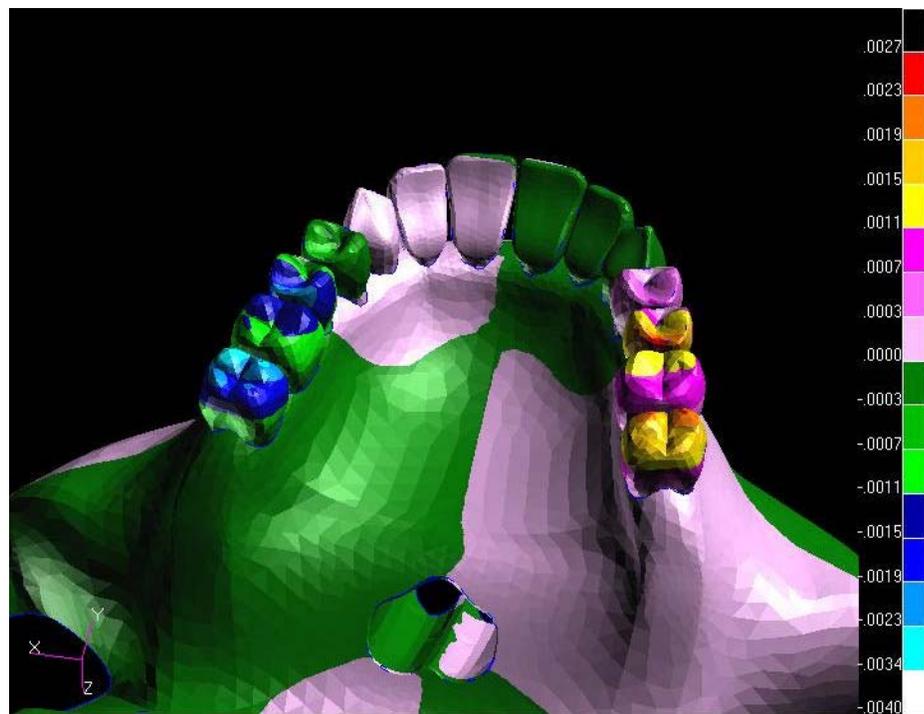


Figura 24 - MEF 1: contatos-padrão, Deslocamentos no eixo x visto em maxila.

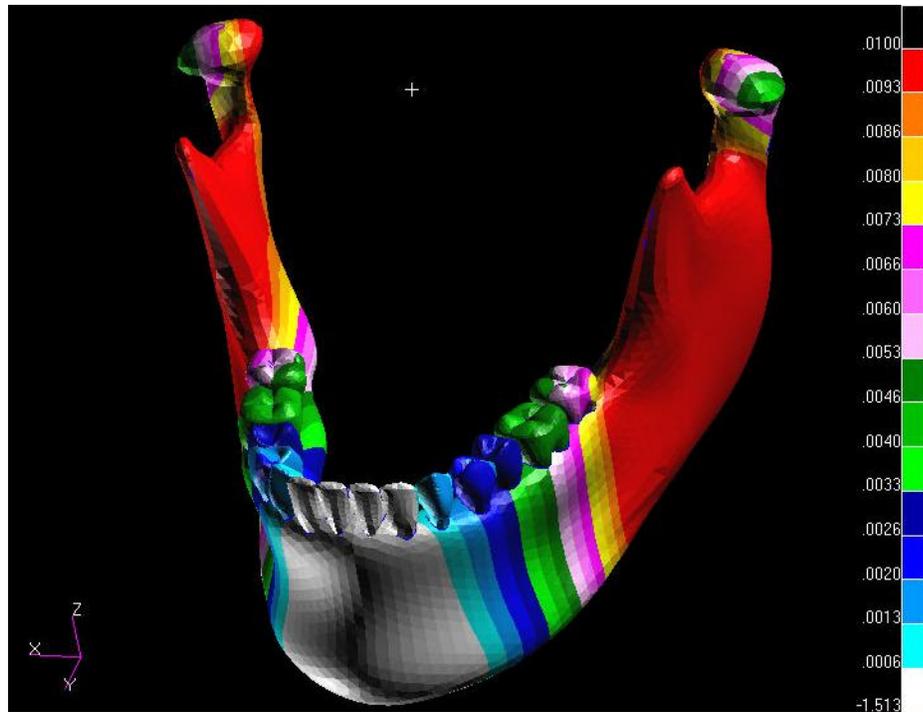


Figura 25 - MEF 1: contatos-padrão, Deslocamentos no eixo y vistos na mandíbula.

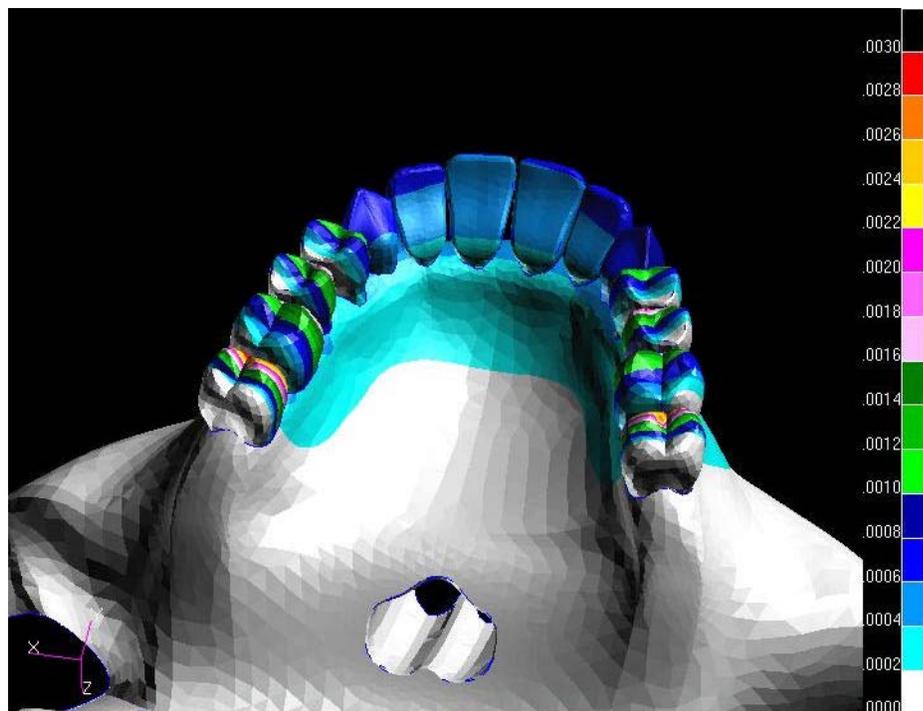


Figura 26 - MEF 1: contatos-padrão, Deslocamentos no eixo y na maxila.

5-2 MEF 2 CONTATOS DE EQUILÍBRIO

Sendo este o modelo que apresentou os contatos oclusais predominando em equilíbrio, possuindo uma resultante para distal nos dentes superiores e para mesial nos dentes inferiores, os resultados obtidos mostraram um padrão de distribuição dos deslocamentos bastante característico, sendo nitidamente maiores que no MEF 1. Estes resultados são mostrados nos gráficos 7 a 12 e nas Figuras de 19 a 36.

O gráfico 7 (que considerou os deslocamentos dos dentes inferiores) e 8 (que considerou os deslocamentos dos dentes superiores) foram obtidos da mesma forma que no MEF1.

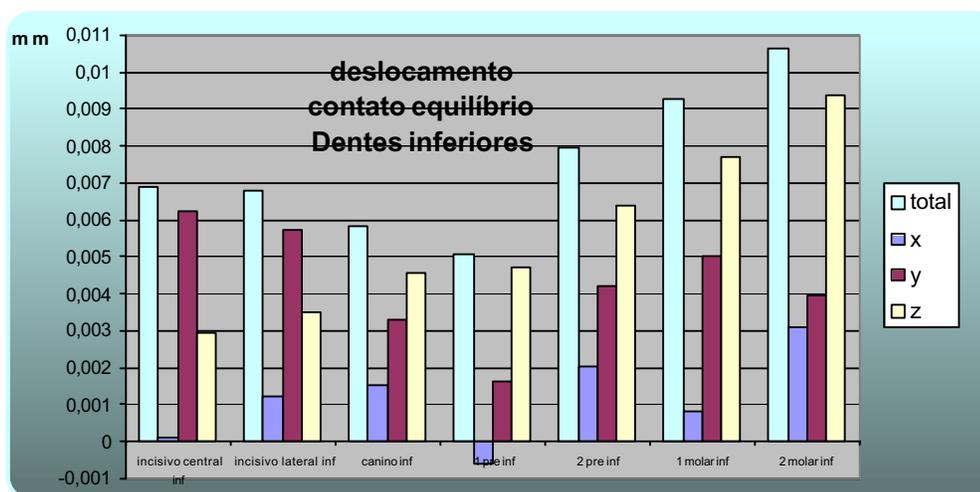


Gráfico 7 – MEF 2 - Deslocamentos totais e nos eixos x y e z, no caso de contatos de equilíbrio mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes inferiores, em mm.

Observou-se que os deslocamentos dos dentes inferiores, vistos no gráfico 7 foram ainda maiores em relação aos superiores, principalmente nos eixos Y (póstero-anterior) e Z (vertical) que no primeiro modelo. Os deslocamentos no eixo Y, nos dentes inferiores se deu em maior magnitude porque foi a resultante dos contatos nestes dentes. No eixo Z (vertical) também apresentou valores maiores,

com um padrão de distribuição decrescente dos molares para os incisivos, sendo que estes também apresentaram deslocamento neste eixo,

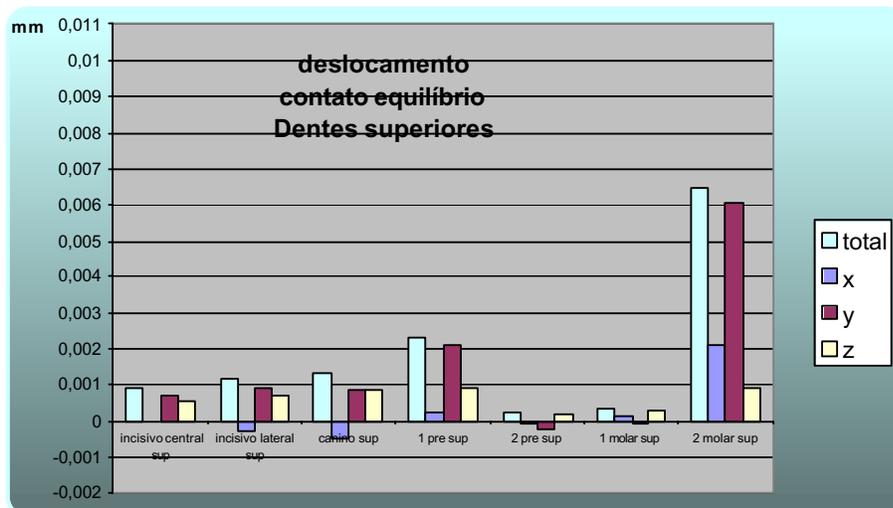


Gráfico 8 – MEF 2 - Deslocamentos totais e nos eixos x y e z, no caso de contatos de equilíbrio mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes superiores, em mm.

No gráfico 8 mostrou-se que os deslocamentos dos dentes superiores, com os contatos de equilíbrio, foram pequenos em todos os dentes, exceto para o segundo molar pois sendo o último dente da arcada e a resultante sendo para distal, teve seu maior deslocamento neste eixo.

Os gráficos de 9 a 12, foram montados com a finalidade de avaliar-se os deslocamentos entre dois dentes antagonistas, ao longo de seus respectivos eixos de inserção. Para tal, selecionaram-se 9 pontos, sendo o primeiro no osso mandibular, num ponto abaixo do ápice radicular, e 8 em cada par de elementos dentários antagonistas, sendo quatro para o inferior e quatro para o superior. Procedeu-se da mesma forma que leitura dos resultados do MEF 1, nos incisivos centrais, caninos, primeiros pré-molares e segundos molares.

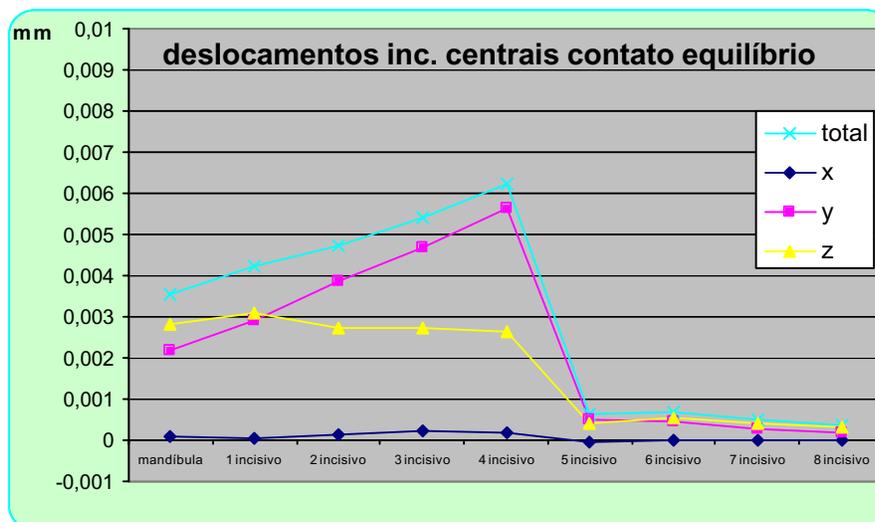


Gráfico 9 – MEF 2 - Deslocamentos totais e nos eixos x, y, e z, medidos ao longo dos incisivos centrais.

O gráfico 9 mostrou que o incisivo central inferior apresentou um deslocamento de todo seu corpo anatômico, sendo no ápice radicular da ordem de 0,004mm, e da coroa, da ordem de 0,007mm, o que significa que se inclinou para vestibular. Como não houve contato no superior, o deslocamento deste foi muito pequeno, abaixo de 0,001.

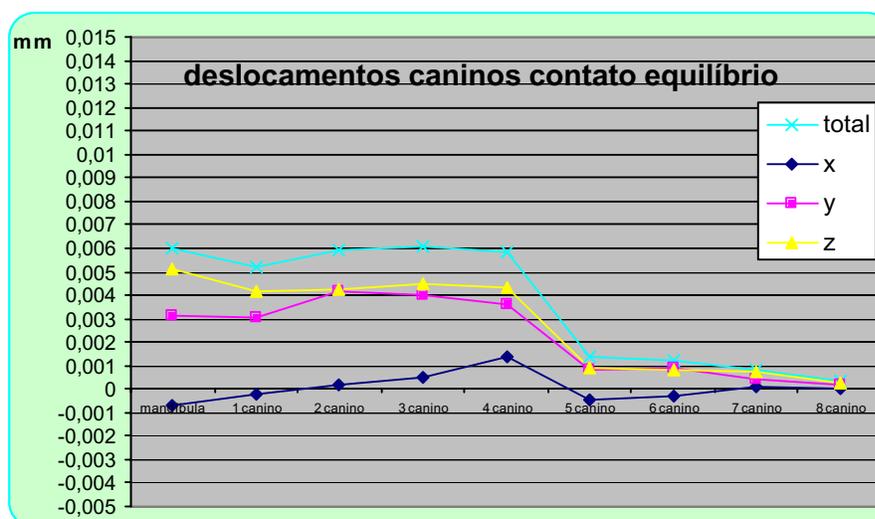


Gráfico 10 – MEF 2 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos caninos

No Gráfico 10, mostrou-se que o canino inferior sofre deslocamento, de todo o corpo, inclusive o ápice, em valores muito próximos no deslocamento total, indicando também que houve deslocamento para mesial e vestibular. Como este dente manteve contato com o superior, houve deslocamento do superior, embora de menor magnitude, mostrou também que não houve deslocamento do ápice deste elemento.

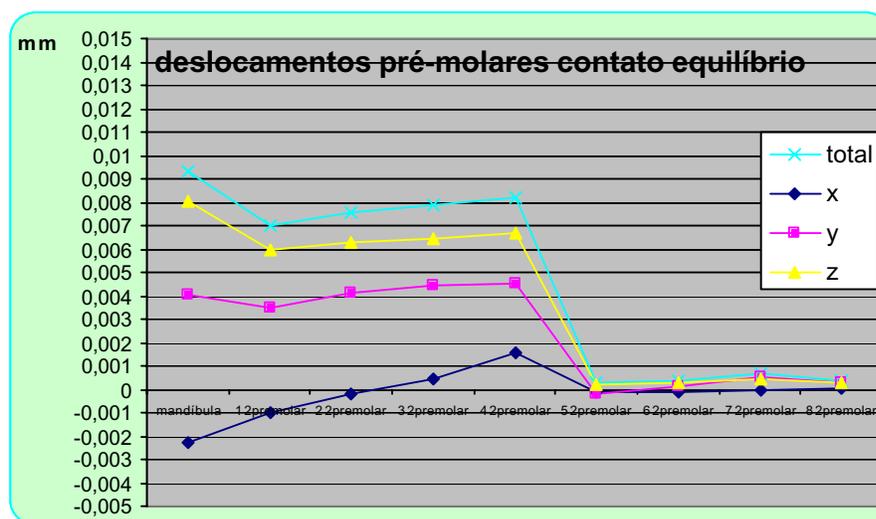


Gráfico 11 – MEF 2 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos segundos pré-molares.

O gráfico 11, mostrou o deslocamento do pré-molar inferior, para mesial, em todo o corpo inclusive ápice, com intrusão e com leve deslocamento lateral. Os deslocamentos dos superiores foram muito pequenos.

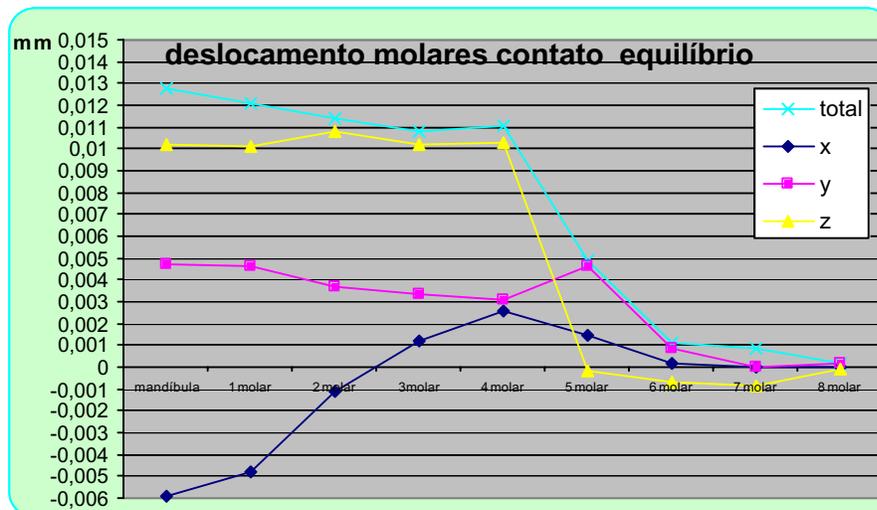


Gráfico 12– MEF 2 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos molares

O gráfico 12, mostrou que no segundo molar inferior, os maiores deslocamentos se deram no eixo X, ou vertical, mas de valor quase idêntico (0,01mm) ao do ponto mandibular, portanto sem movimento intrusivo. Houve, em relação aos elementos mais anteriores também maior deslocamento lateral. No eixo Y, ou ântero-posterior houve um deslocamento de todo o corpo do dente, sendo levemente maior na região apical que na coroa, ocorrendo o inverso no superior, em valores decrescentes.

Destaca-se aqui que as figuras seguintes, evidenciarão os resultados dos deslocamentos, obtidos no **MEF 2**, isolando-se somente o conjunto de dentes, numa ilustração utilizando-se de variação de cores, com escala em décimos de milímetros, para uma demonstração visual dos resultados obtidos, pelo modelo com contatos padrão, com e sem a superposição da malha. Os efeitos dos deslocamentos nas figuras, foram magnificados para melhorar a visibilidade. Apresenta-se ao final, uma visualização das tensões Von Misses.

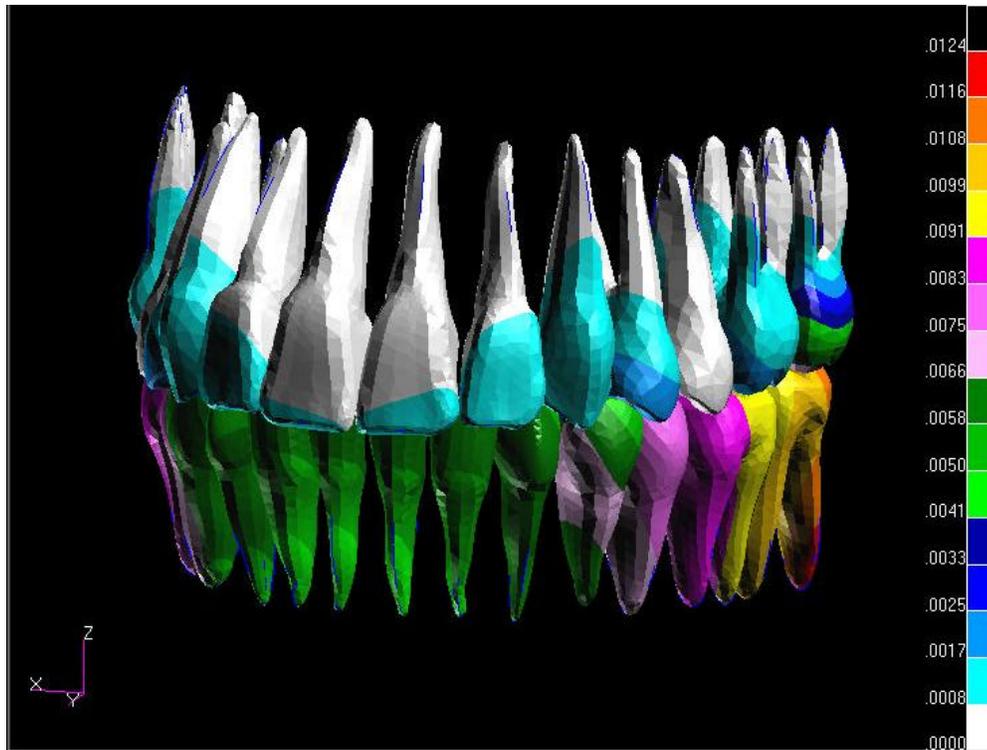
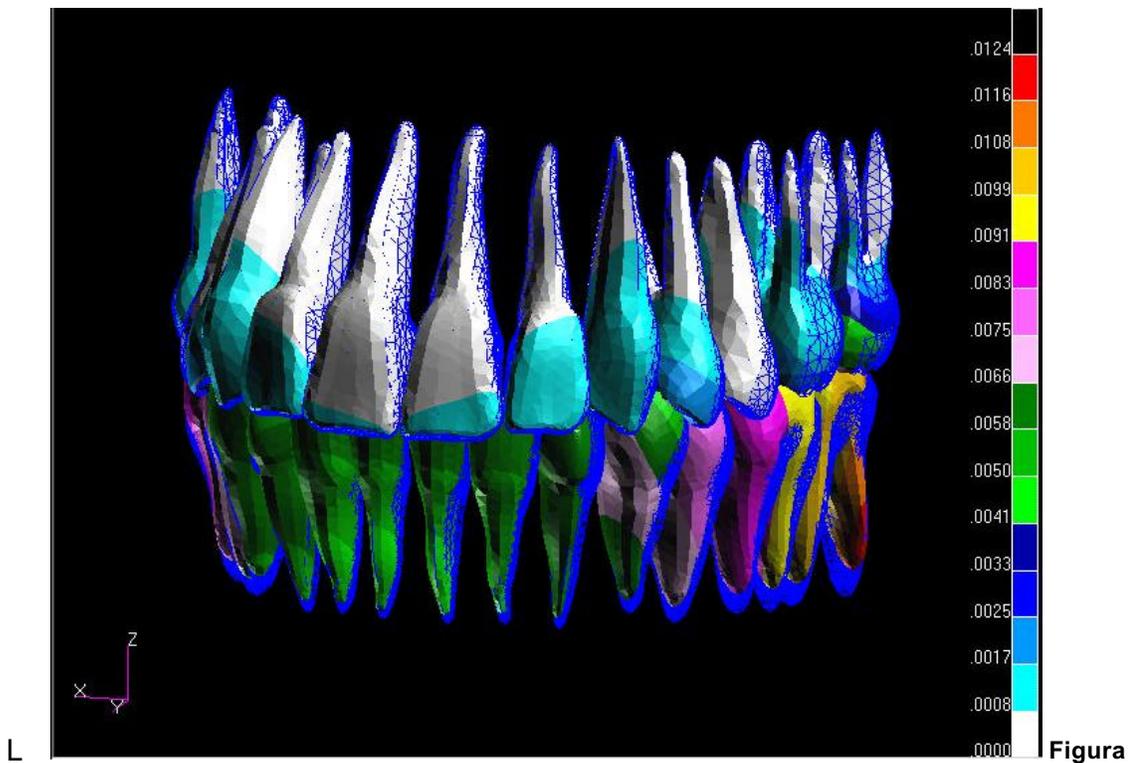


Figura 27 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento total.



28 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, desloc. total, com superposição da malha.

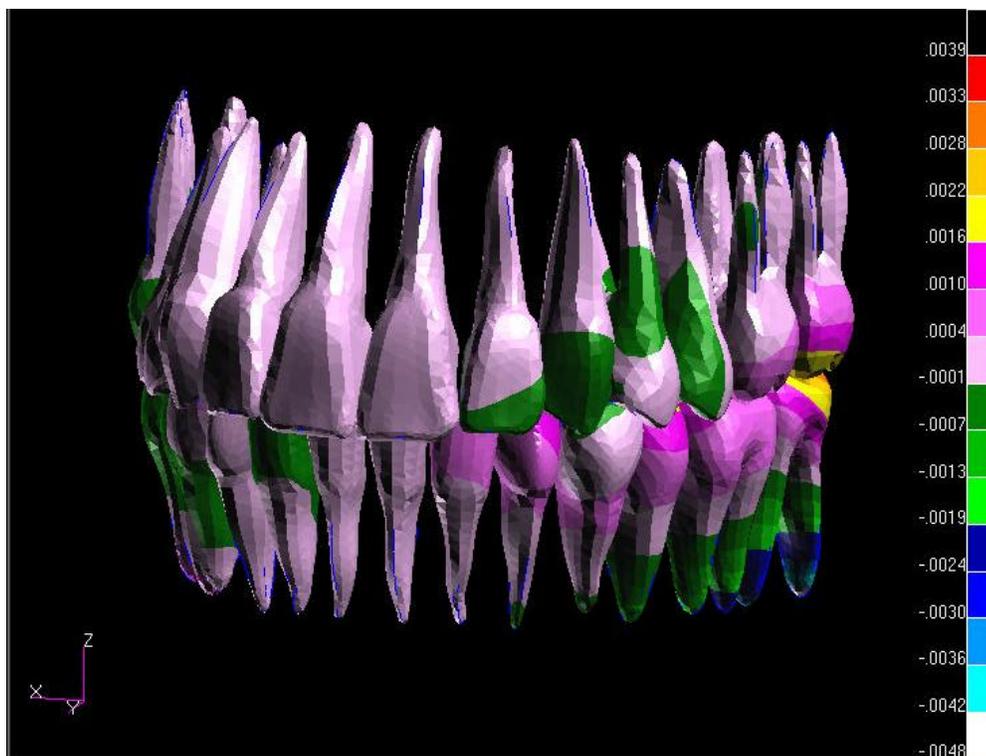


Figura 29 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento no eixo x.

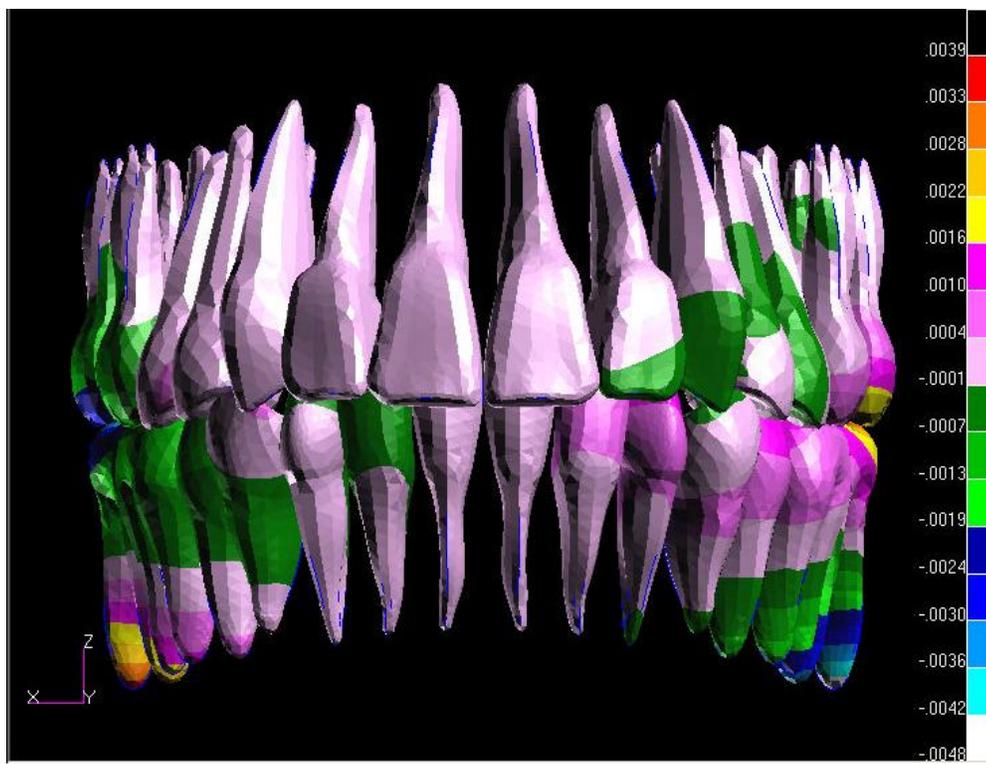


Figura 30 – MEF 2 - Contatos de equilíbrio,deslocamento em x.

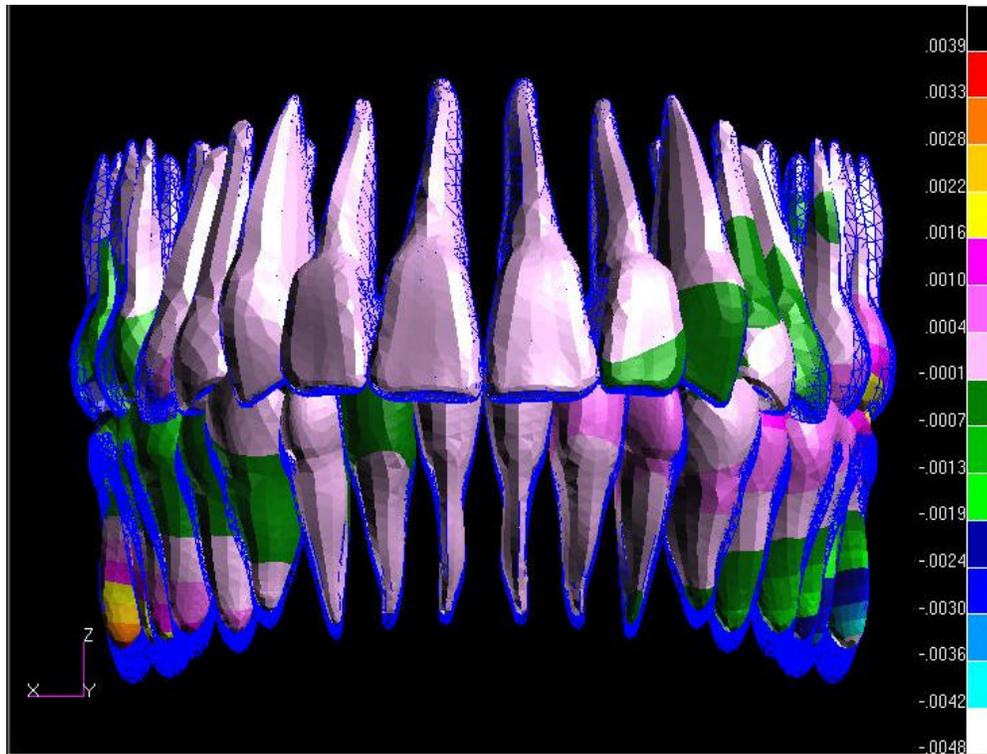


Figura 31 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio deslocamento em x, com malha.

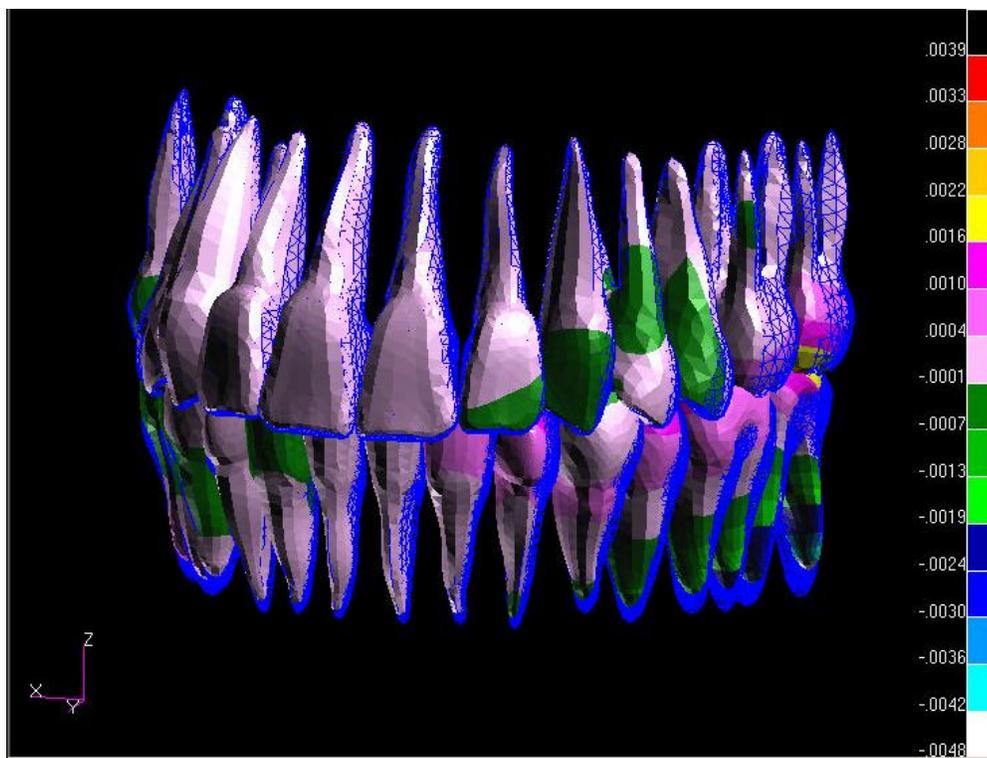


Figura 32 – MEF 2 - Contatos de equilíbrio deslocamento em x com superp. Malha.

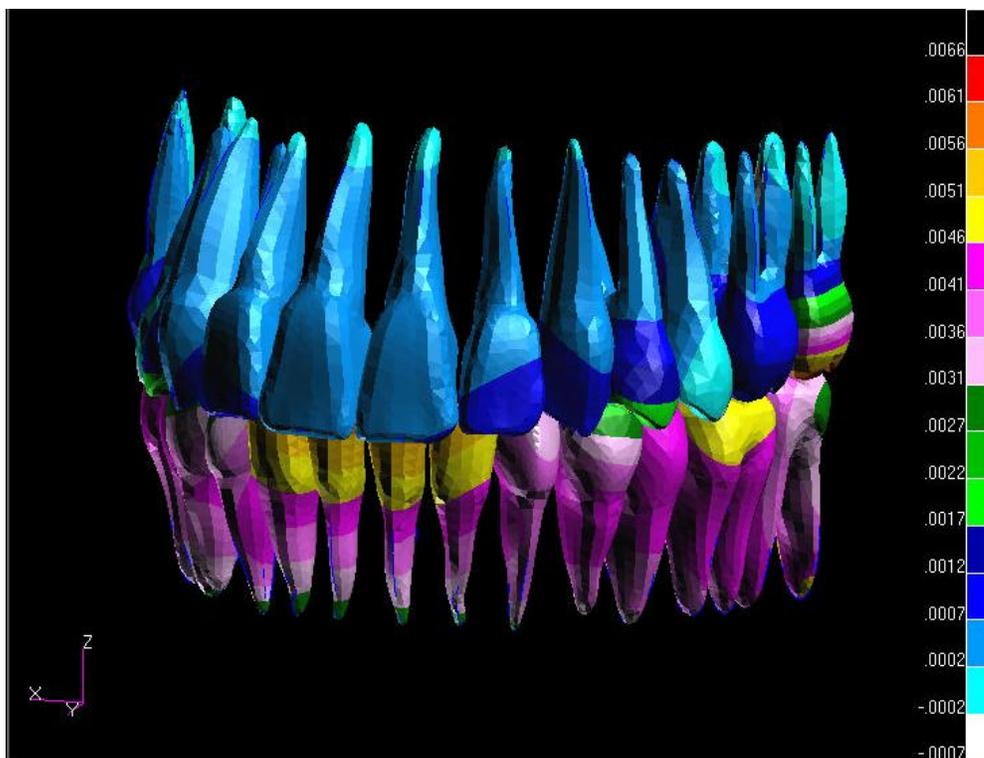


Figura 33 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento em y.

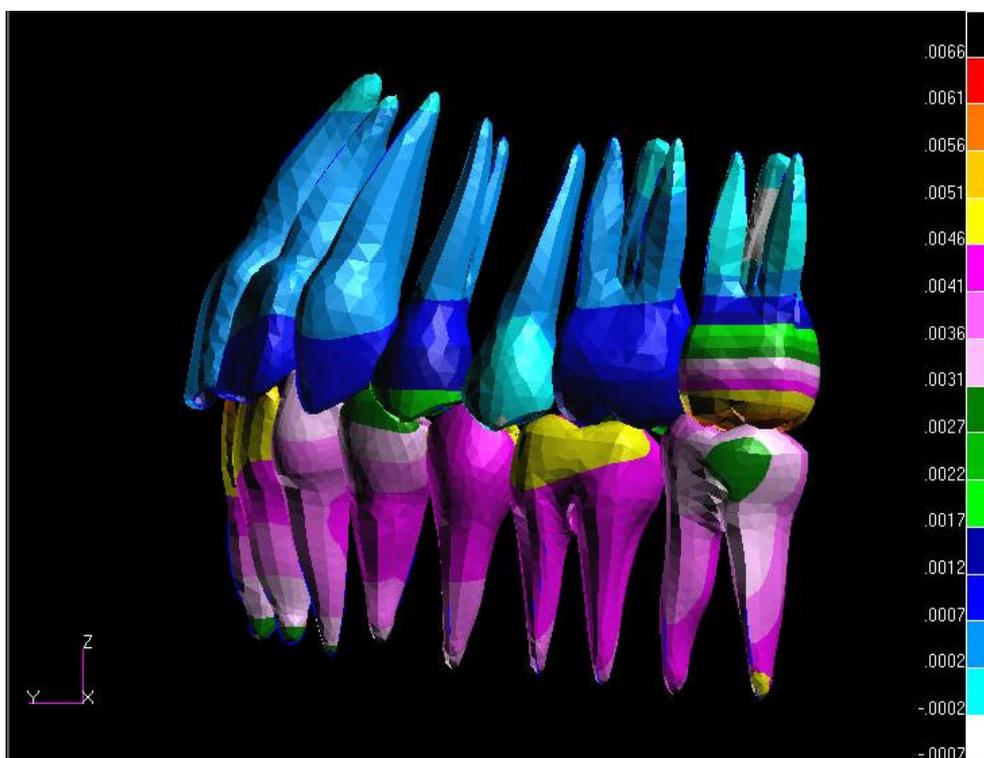


Figura 34 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento em y.

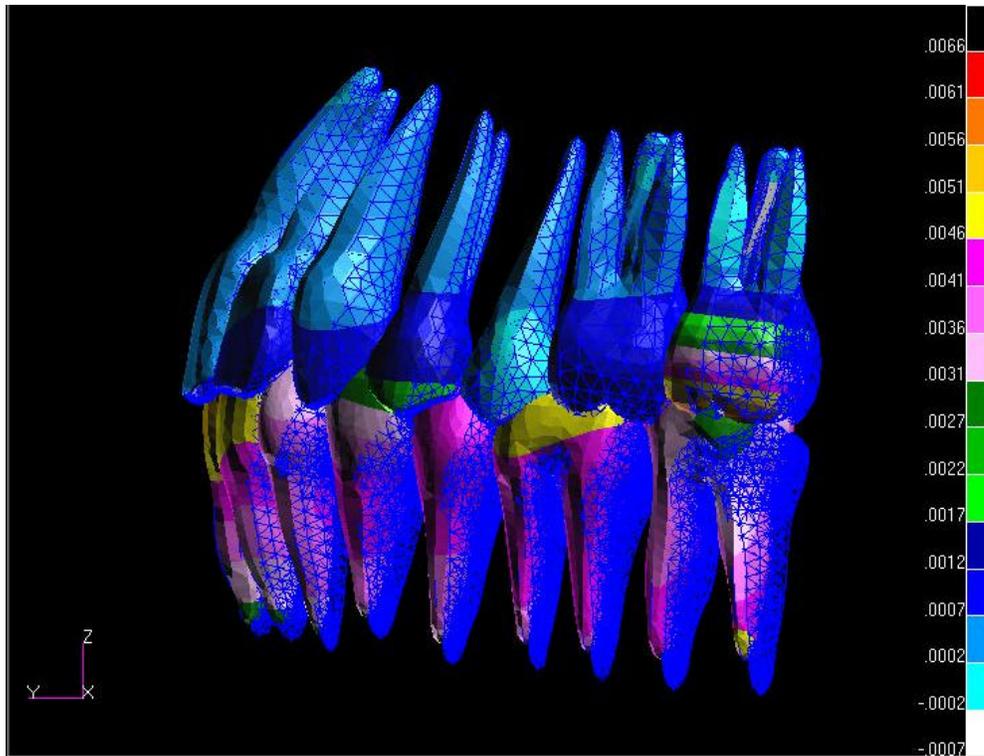


Figura 35 – MEF 2 - Contatos de equilíbrio, deslocamento em y, com malha.

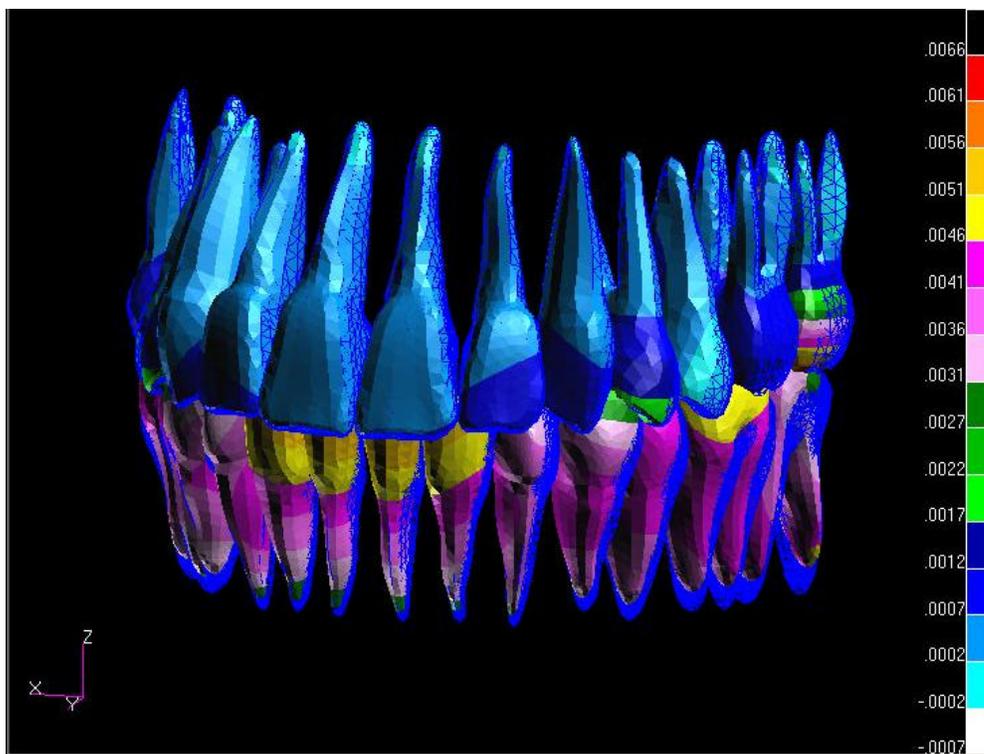


Figura 36 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio,deslocamento em y, com malha

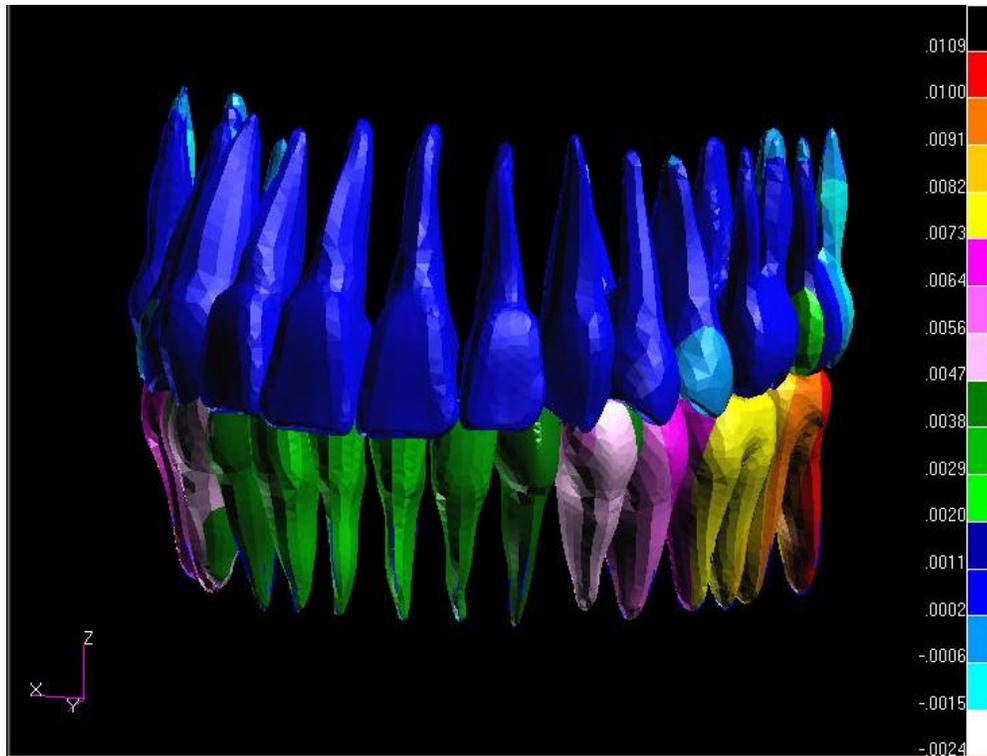


Figura 37 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento em z

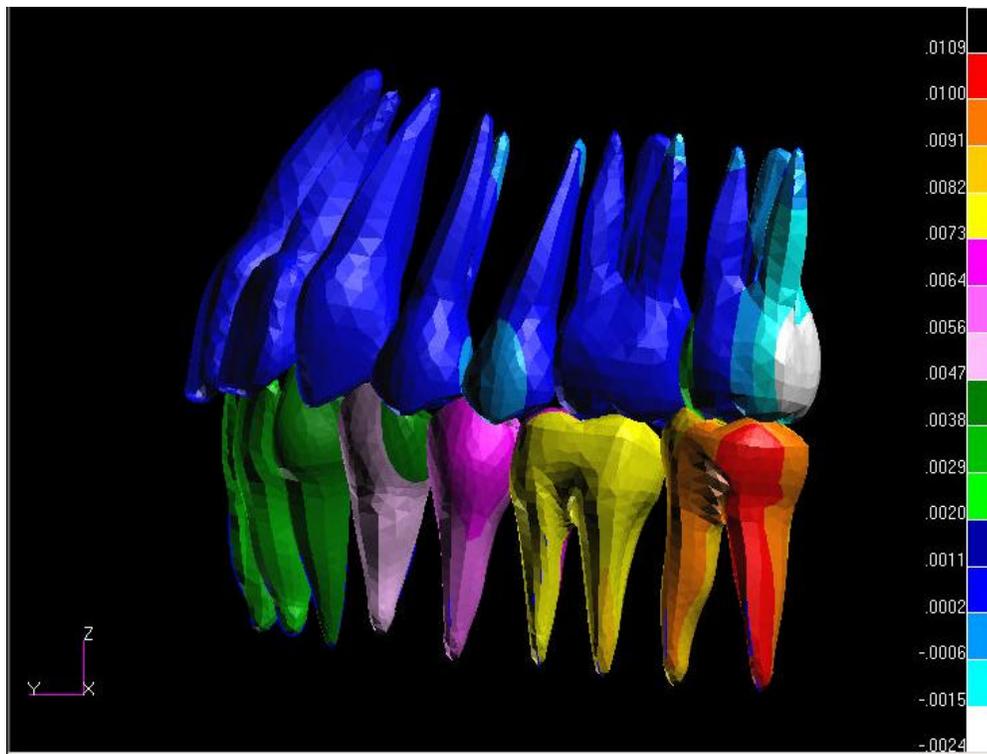


Figura 38 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento em z

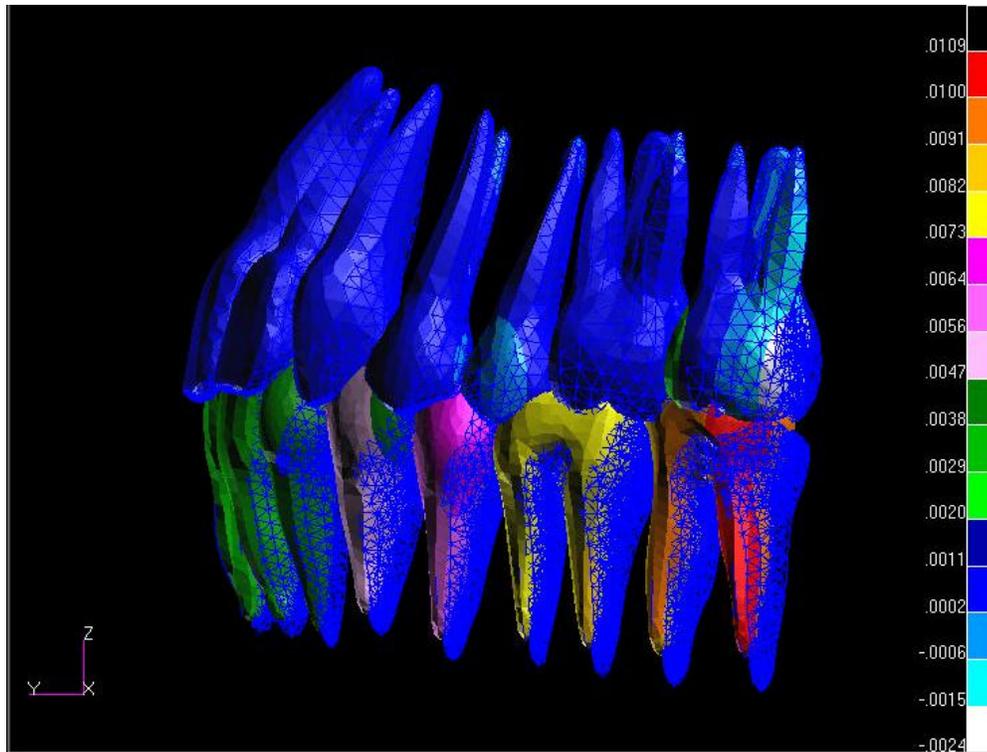


Figura 39 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento em z, com malha.

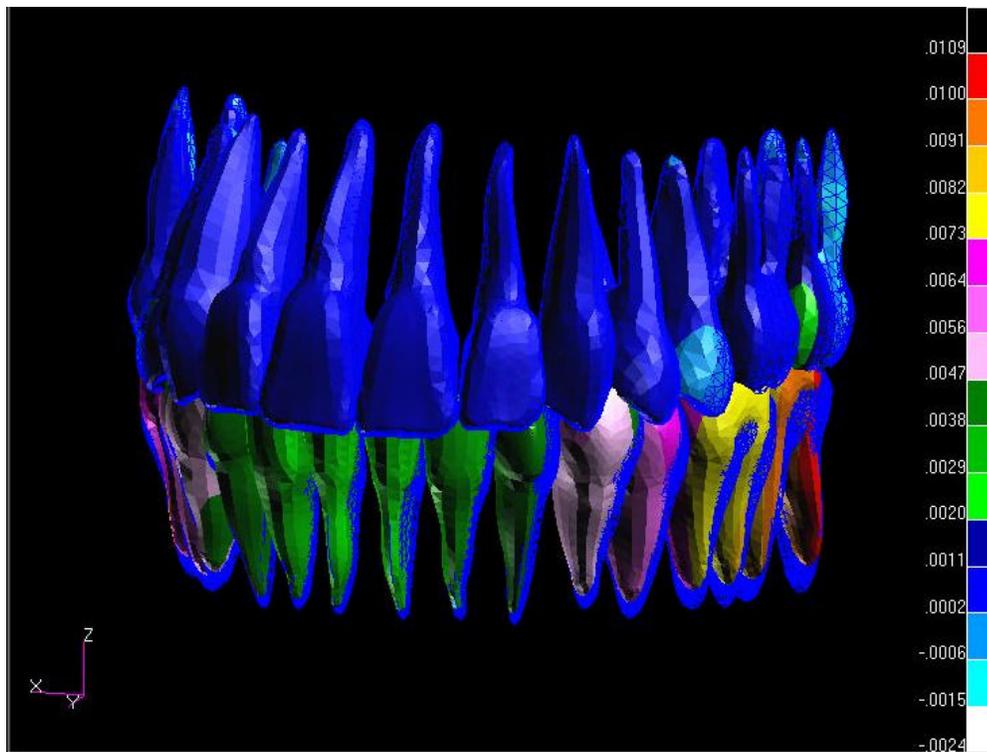


Figura 40 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, deslocamento em z com malha.

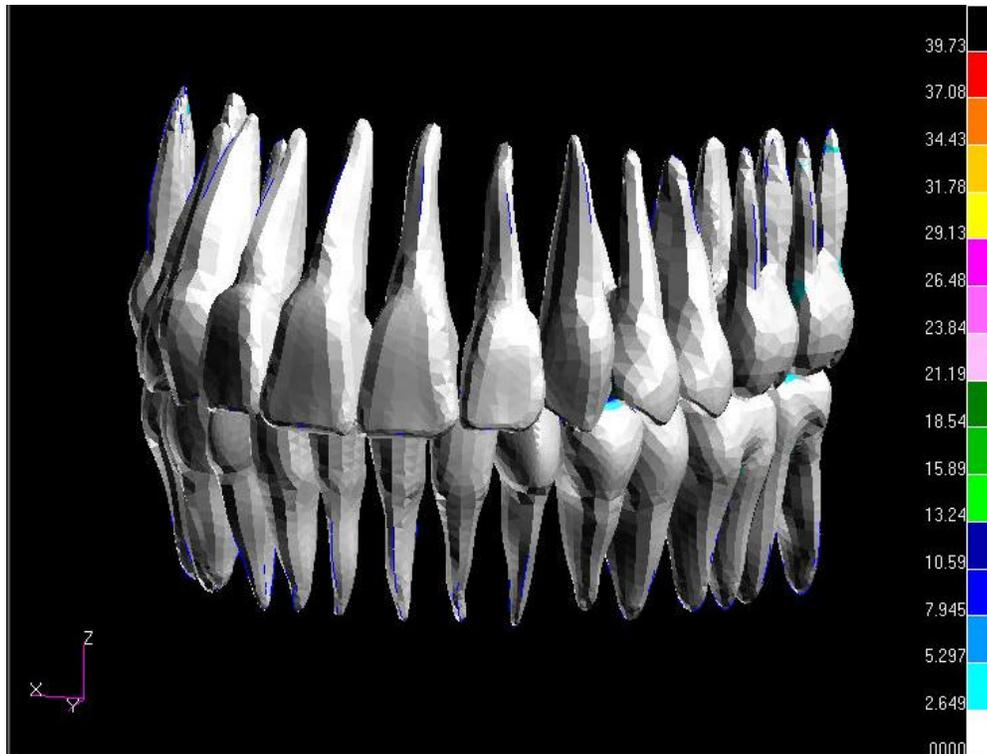


Figura 43 – MEF 2 – Contatos de equilíbrio, tensão Von Misses.



Figura 44 – MEF 2 - Contatos de equilíbrio, tensão Von Misses, vista oclusal dos superiores.

5-3 MEF 3 CONTATOS EM PARADA

Neste o modelo, os contatos oclusais predominaram em Parada, com forças resultantes para mesial nos superiores e distal nos inferiores. Os resultados obtidos apresentaram um padrão de distribuição bastante característico. Os deslocamentos foram acentuadamente maiores que nos modelos anteriores, apresentando semelhança nos deslocamentos no eixo z, com valores superiores. No eixo Y os deslocamentos foram superiores em todos os dentes, com evidente aumento nos incisivos superiores.

Os resultados dos testes de carga a que foi submetido o MEF 3, são mostrados nos gráficos 13 a 17 e nas Figuras de n^{os} 37 a 54.

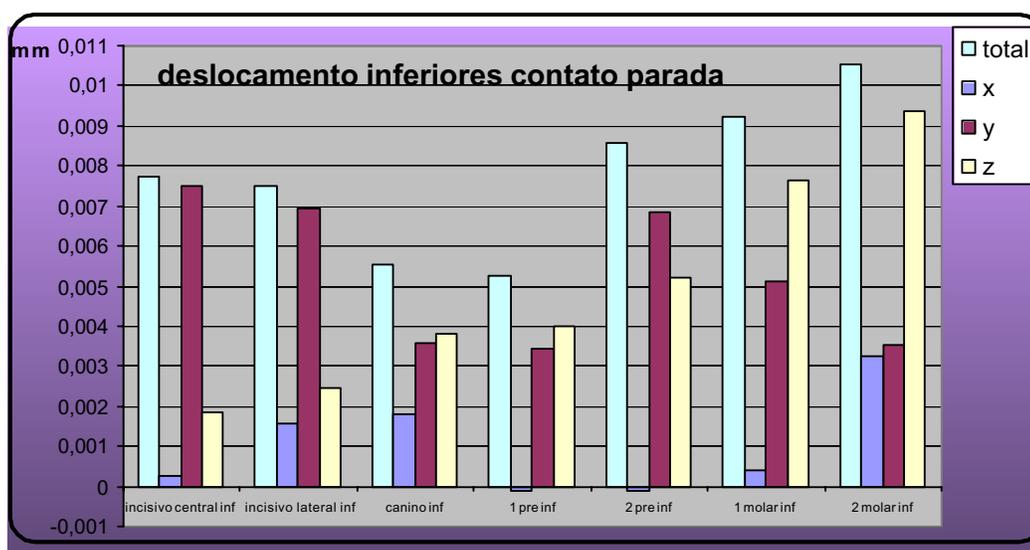


Gráfico 13 – MEF 3 - Deslocamentos totais, em x, y e z, no caso de contatos de parada mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes inferiores, em mm.

Notou-se que os deslocamentos dos incisivos inferiores, foi maior que nos modelos anteriores, mesmo estes dentes não mantendo contato oclusal, e que todos os dentes tiveram deslocamentos para mesial, resultado do padrão oclusal.

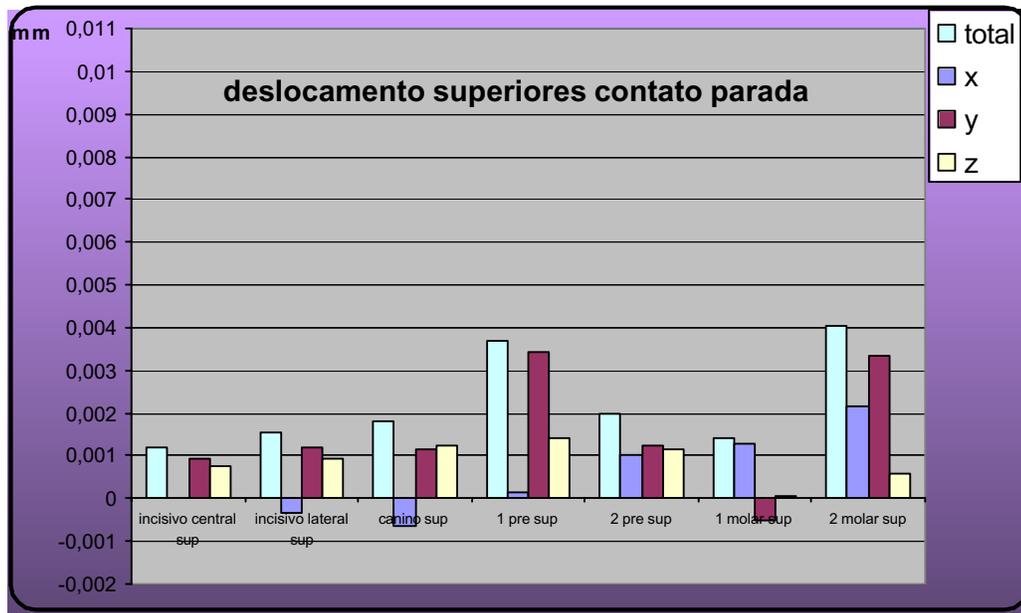


Gráfico 14 – MEF 3 - Deslocamentos totais, em x y e z, no caso de contatos de parada mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes superiores, em mm.

Notou-se, no gráfico 14, que também os dentes superiores tiveram deslocamentos em Y mais acentuados, embora todos apresentassem valores menores

Os gráficos de 15 a 18, foram montados com a finalidade de avaliar-se os deslocamentos entre dois dentes antagonistas, ao longo de seus respectivos eixos de inserção. Para tal, selecionaram-se 9 pontos, sendo o primeiro no osso mandibular, num ponto abaixo do ápice radicular, e 8 em cada par de elementos dentários antagonistas, sendo quatro para o inferior e quatro para o superior. Procedeu-se da mesma forma que leitura dos resultados dos MEFs anteriores, nos incisivos centrais, caninos, primeiros pré-molares e segundos molares.

O gráfico 15 mostrou que os incisivos neste modelo, apresentaram deslocamento semelhante aos modelos anteriores, com deslocamento de todo o corpo e inclinação da coroa para vestibular.

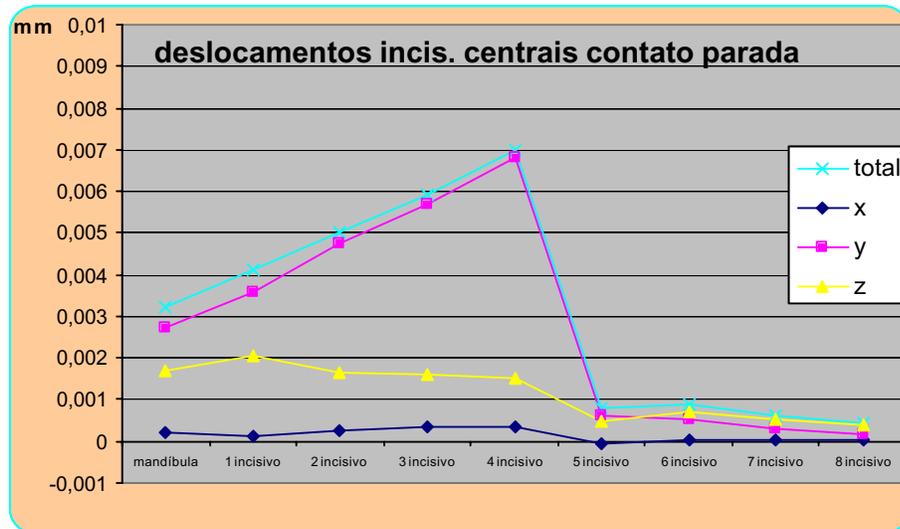


Gráfico 15 – MEF 3 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos incisivos centrais

O gráfico 16 mostra que os caninos neste modelo, apresentaram deslocamento semelhante aos modelos anteriores, com deslocamento de todo o corpo e quase nenhuma inclinação da coroa para vestibular.

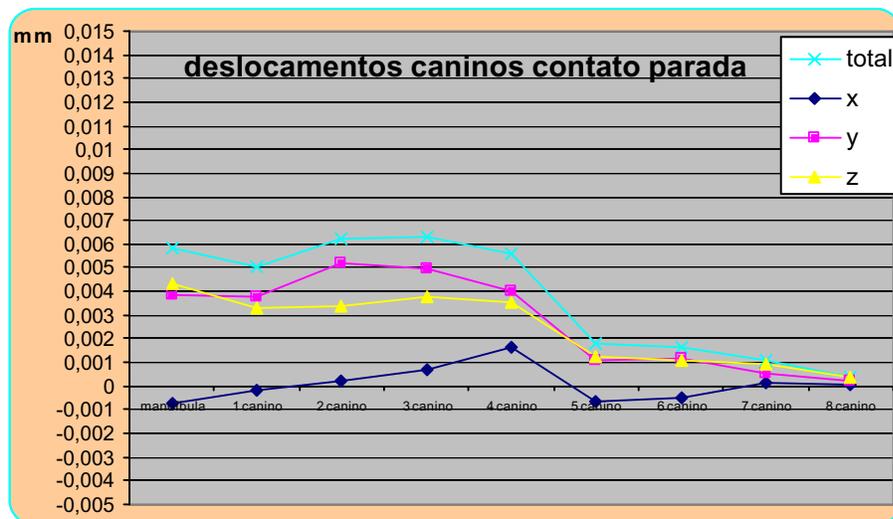


Gráfico 16 – MEF 3 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos caninos

O gráfico 17 mostra que os pré-molares neste modelo, apresentaram deslocamento semelhante aos modelos anteriores, com deslocamento de todo o corpo e quase nenhuma inclinação da coroa para vestibular.

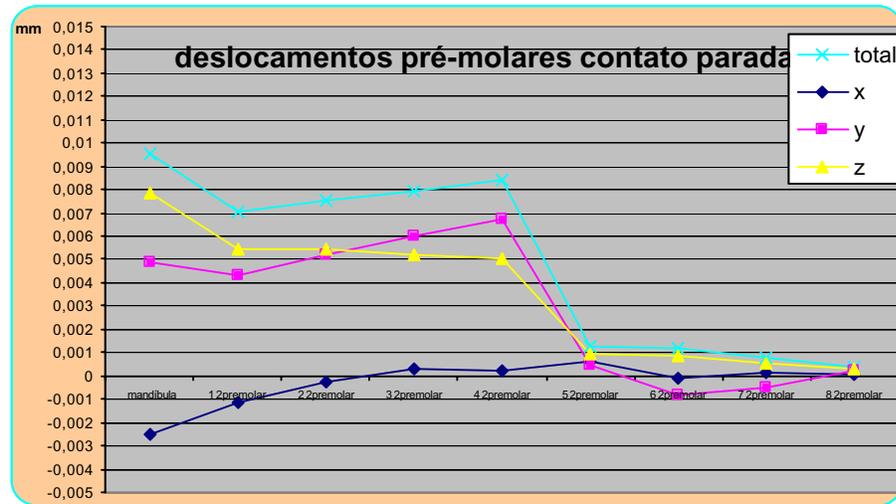


Gráfico 17 – MEF 3 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos segundos pré-molares

O gráfico 18 mostra que os molares neste modelo, apresentaram deslocamento semelhante aos modelos anteriores, com deslocamento de todo o corpo mais no sentido vertical e inclinação da coroa para vestibular.

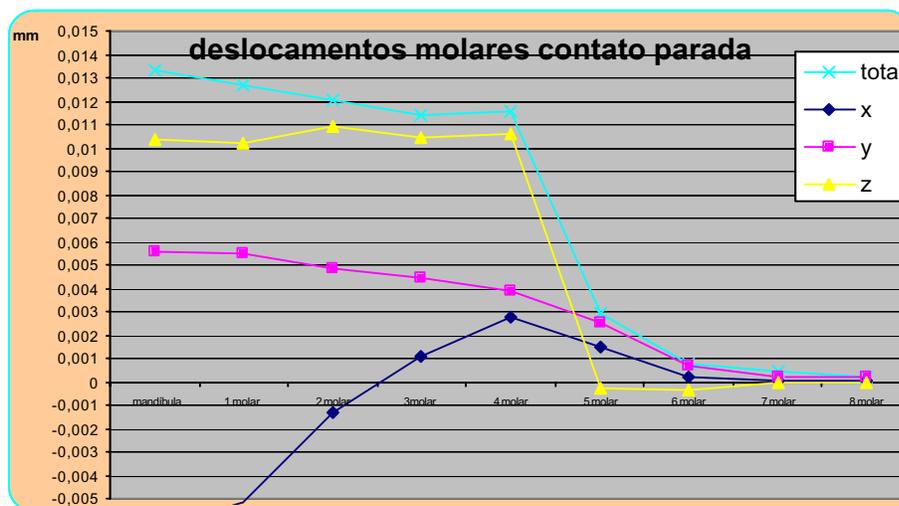


Gráfico 18 – MEF 3 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos molares.

As figuras seguintes, evidenciarão os resultados dos deslocamentos, obtidos no **MEF 3**, isolando-se somente o conjunto de dentes, numa ilustração utilizando-se de variação de cores, com escala em décimos de milímetros, para uma demonstração visual dos resultados obtidos, pelo modelo com contatos padrão, com e sem a superposição da malha. Os efeitos dos deslocamentos nas figuras, foram magnificados para melhorar a visibilidade. Apresenta-se ao final, uma visualização das tensões Von Misses.

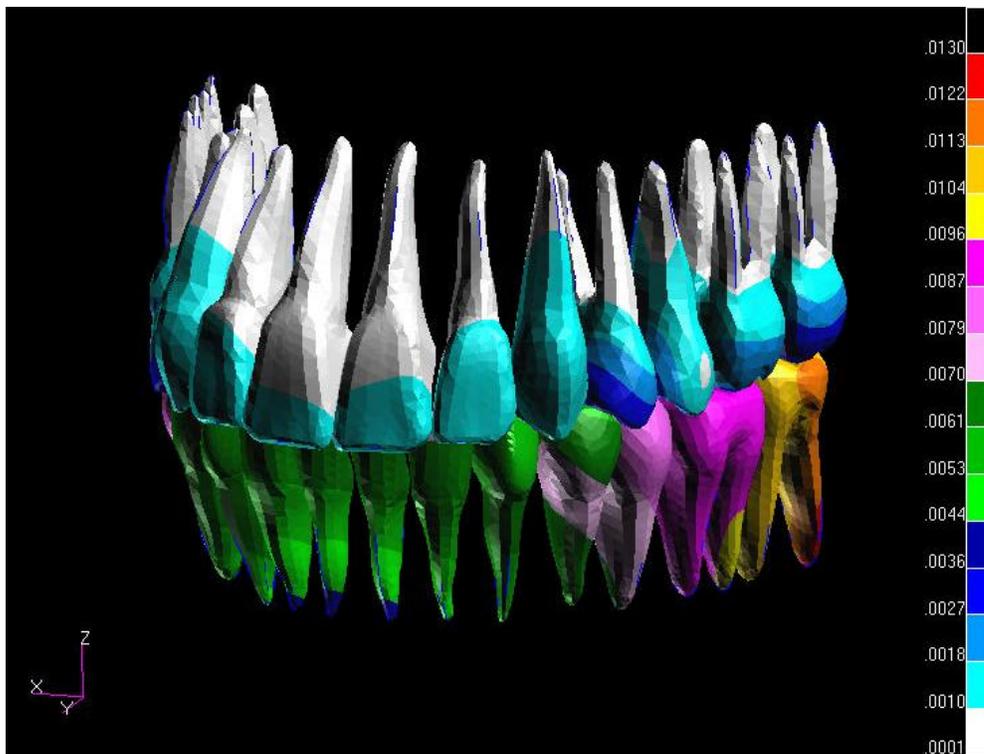


Figura 45 – MEF 3 – contatos de parada, deslocamento total.

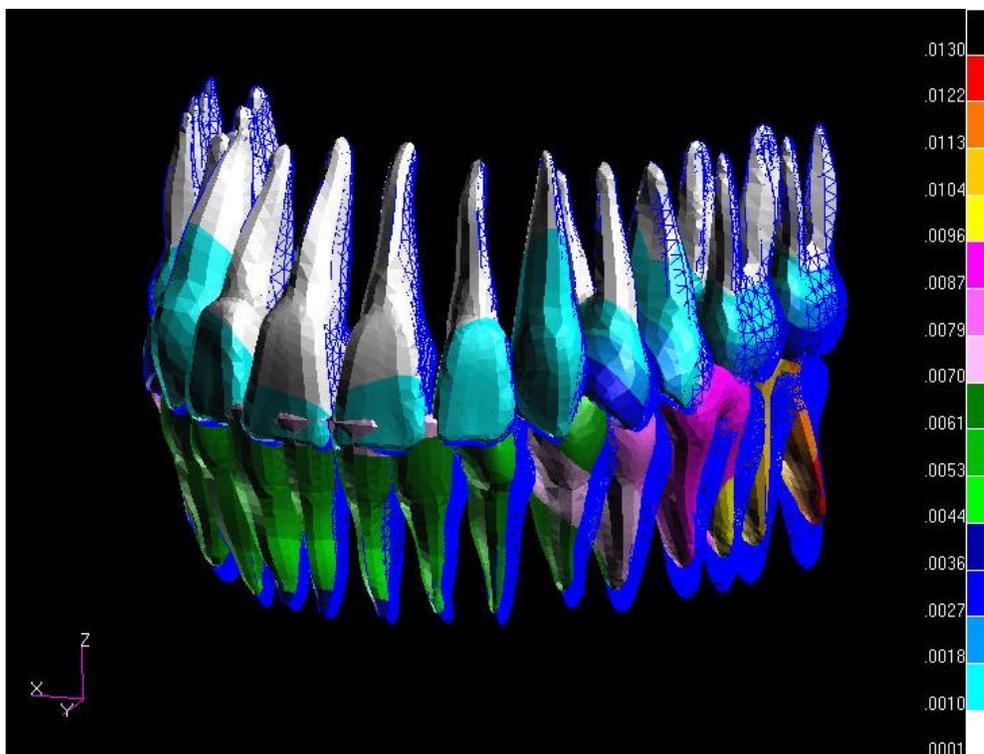


Figura 46 – MEF 3 – contatos de parada, deslocamento total, com superposição de malha.

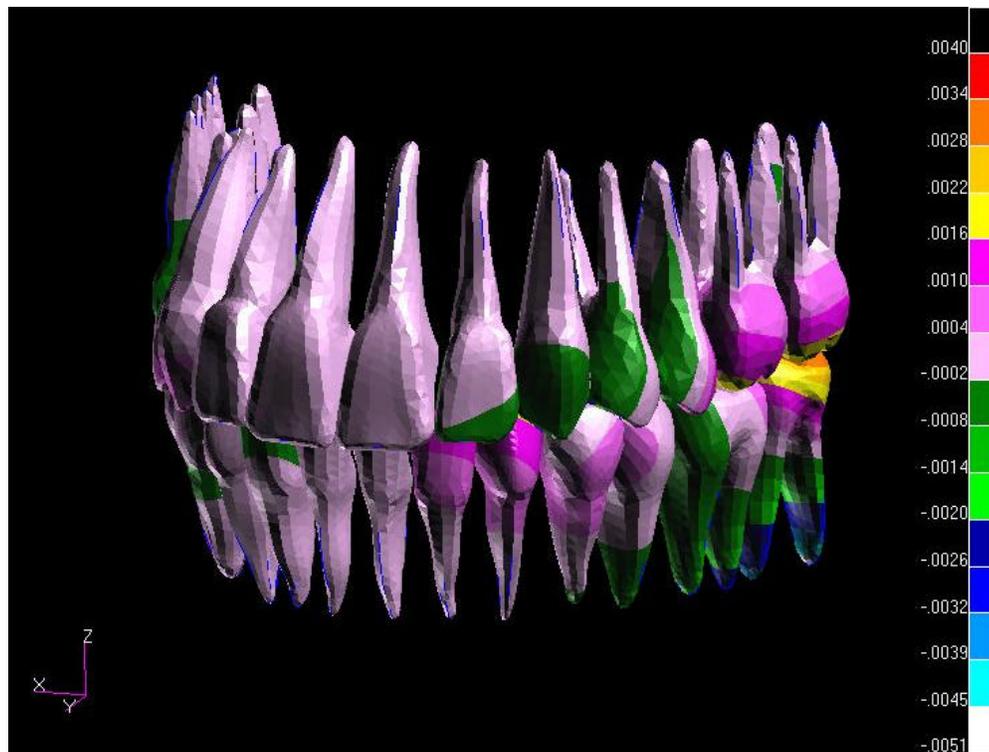


Figura 46 – MEF 3 – contatos de parada deslocamento em x.

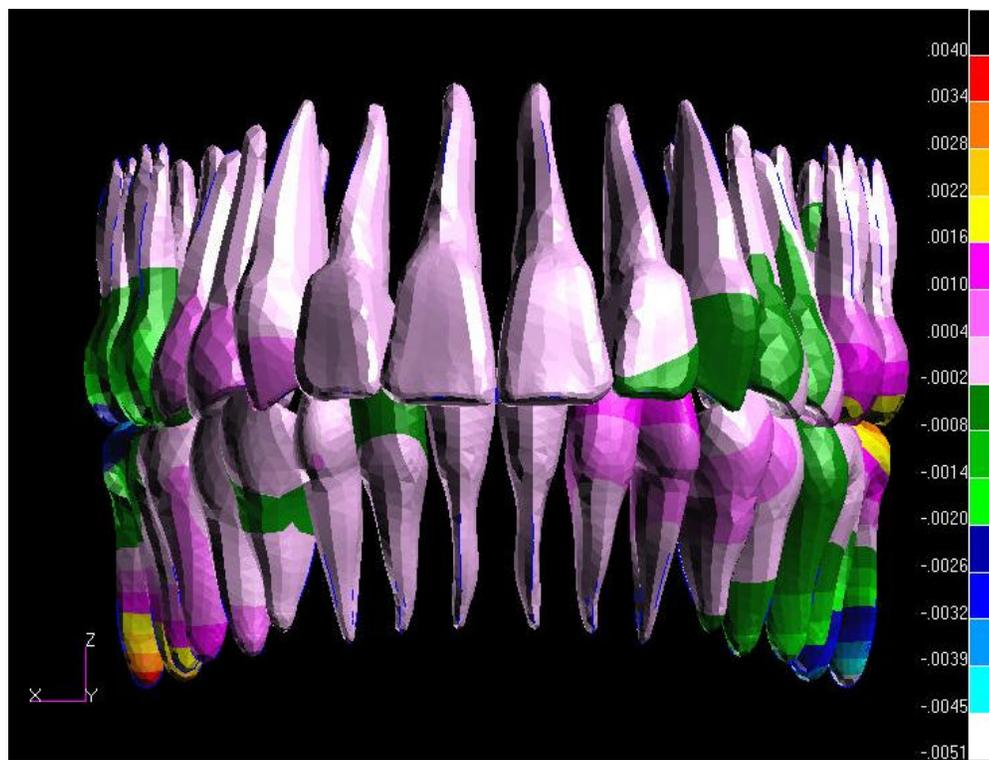


Figura 48 – MEF 3 – contatos de parada, deslocamento em x, vista anterior.

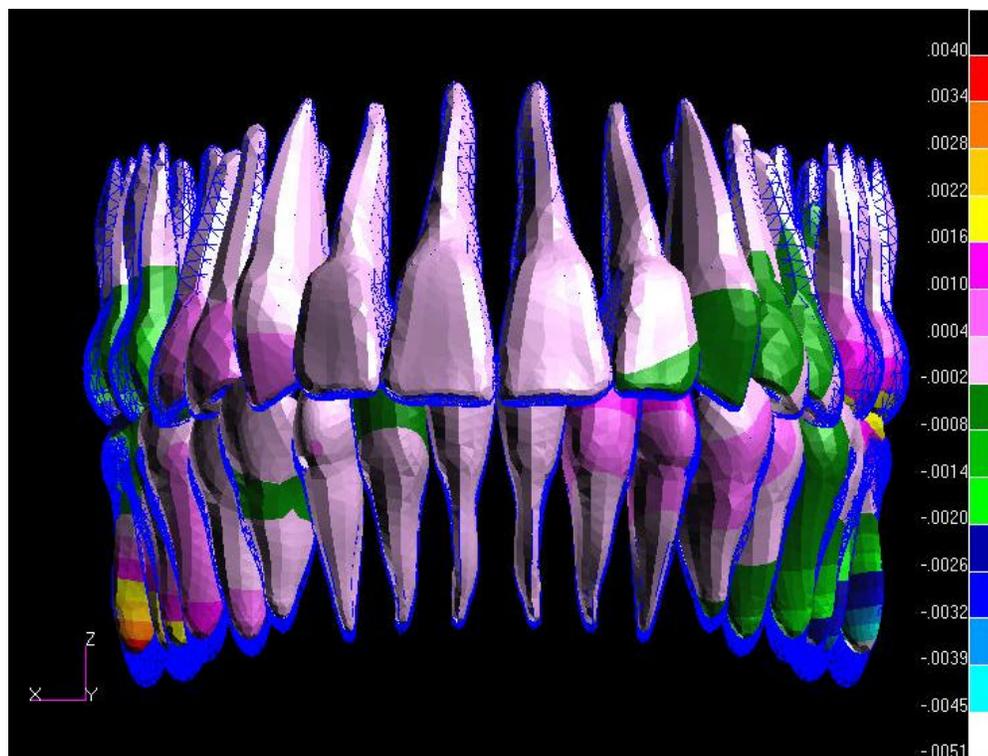


Figura 49 – MEF 3 – contatos de parada deslocamento em x, com superposição da malha.

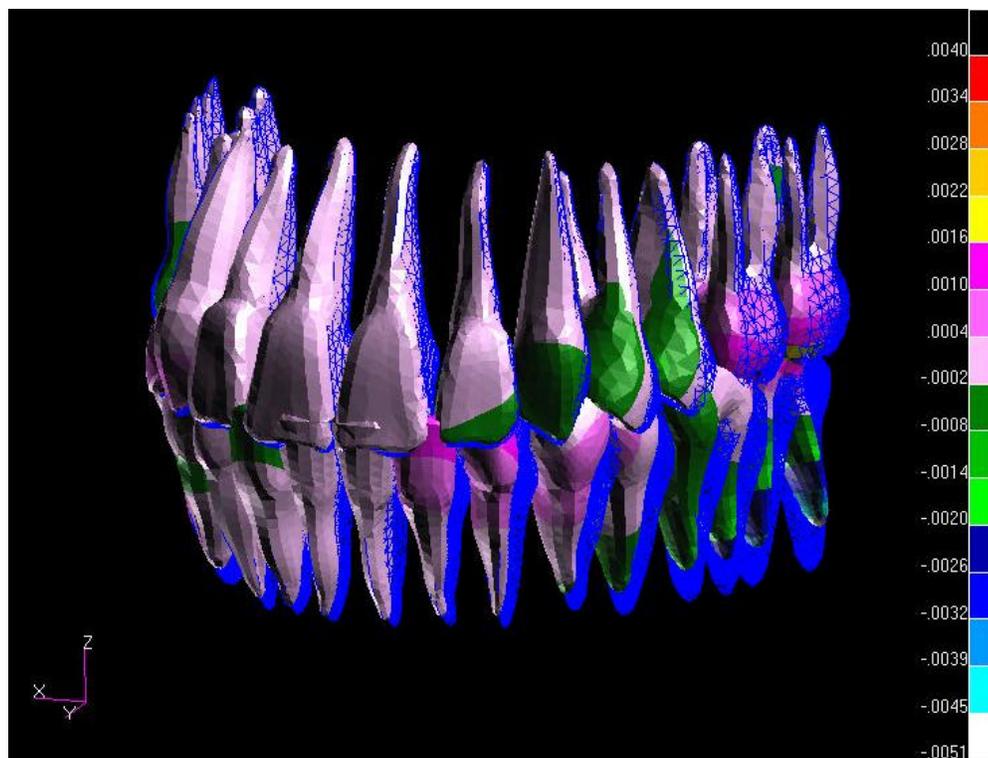


Figura 50 – MEF 3 – contatos de parada deslocamento em x, com superposição da malha.

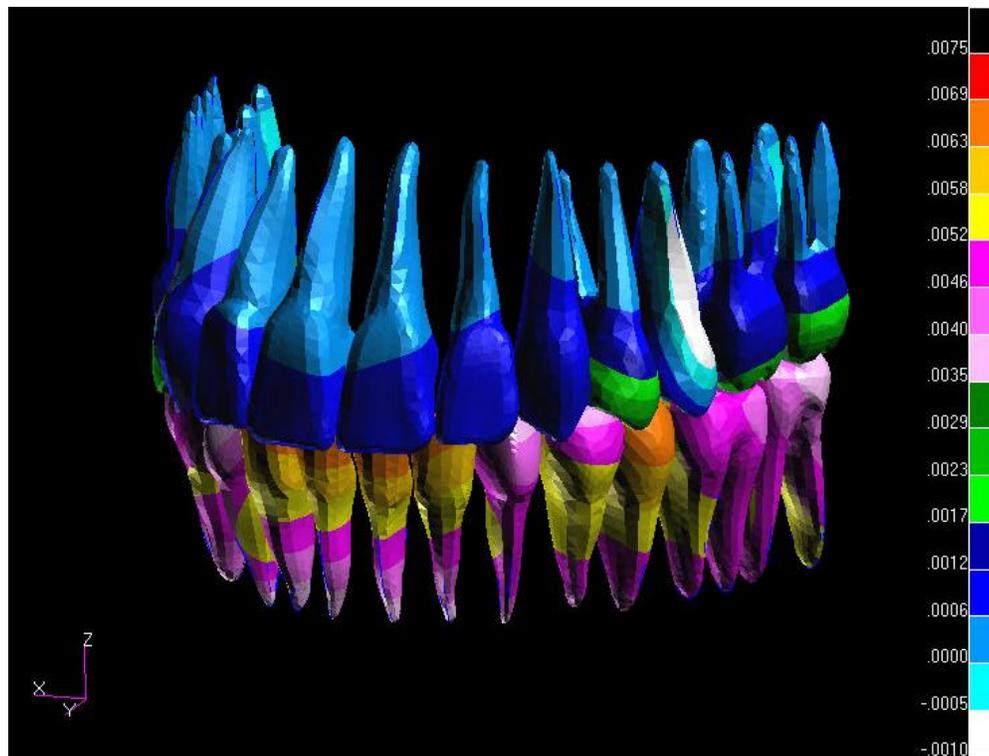


Figura 51 – MEF 3 – contactos de parada desplazamiento y.

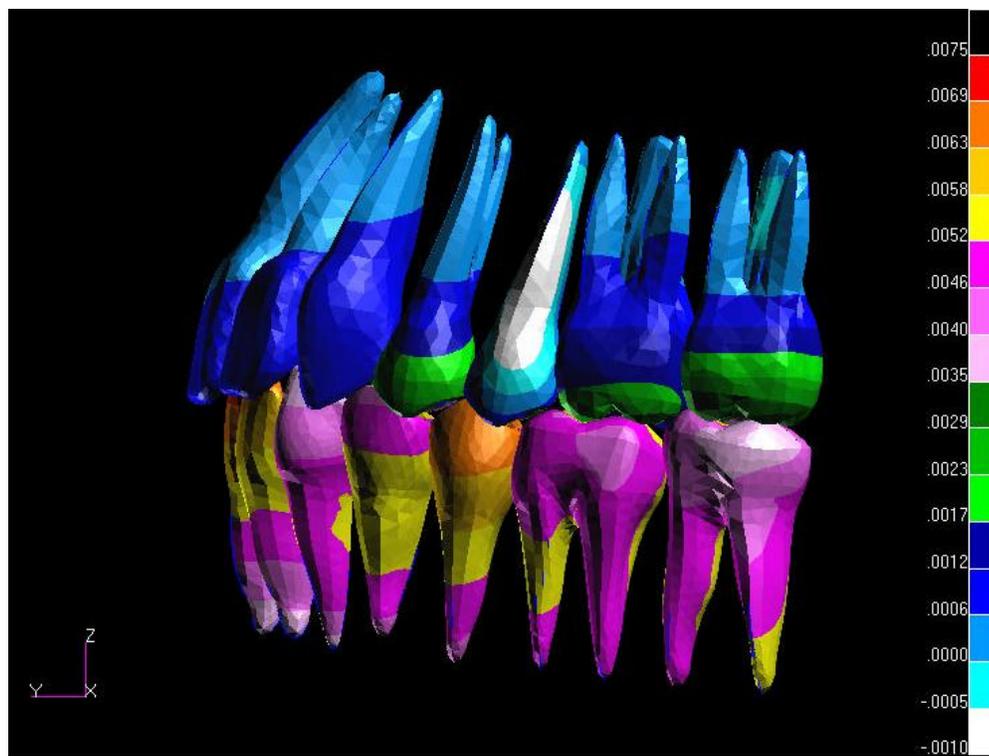


Figura 52 – MEF 3 – contactos de parada desplazamiento y.

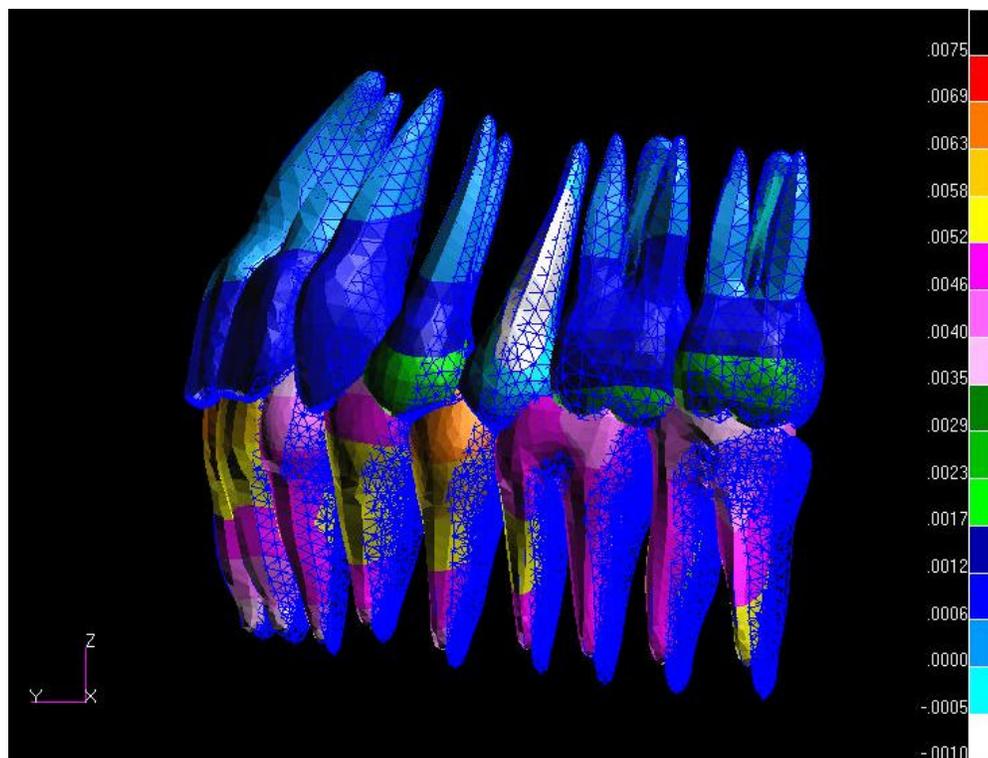


Figura 53 – MEF 3 – contatos de parada deslocamento. Y, com malha.

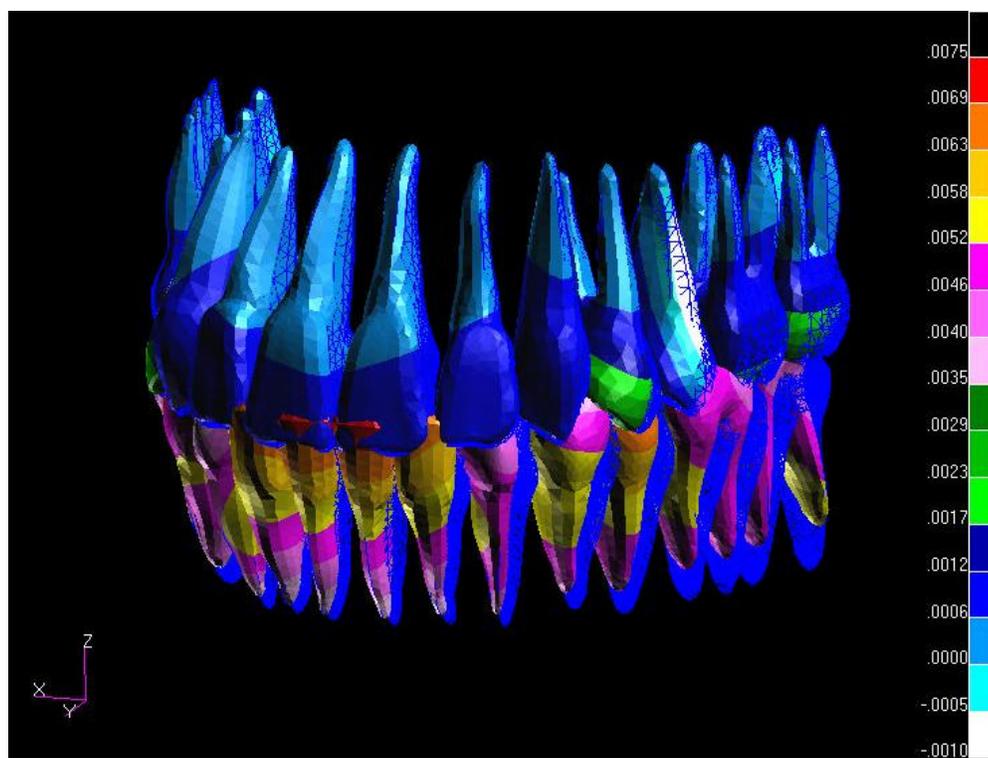


Figura 54 – MEF 3 – contatos de parada deslocamento y malha.

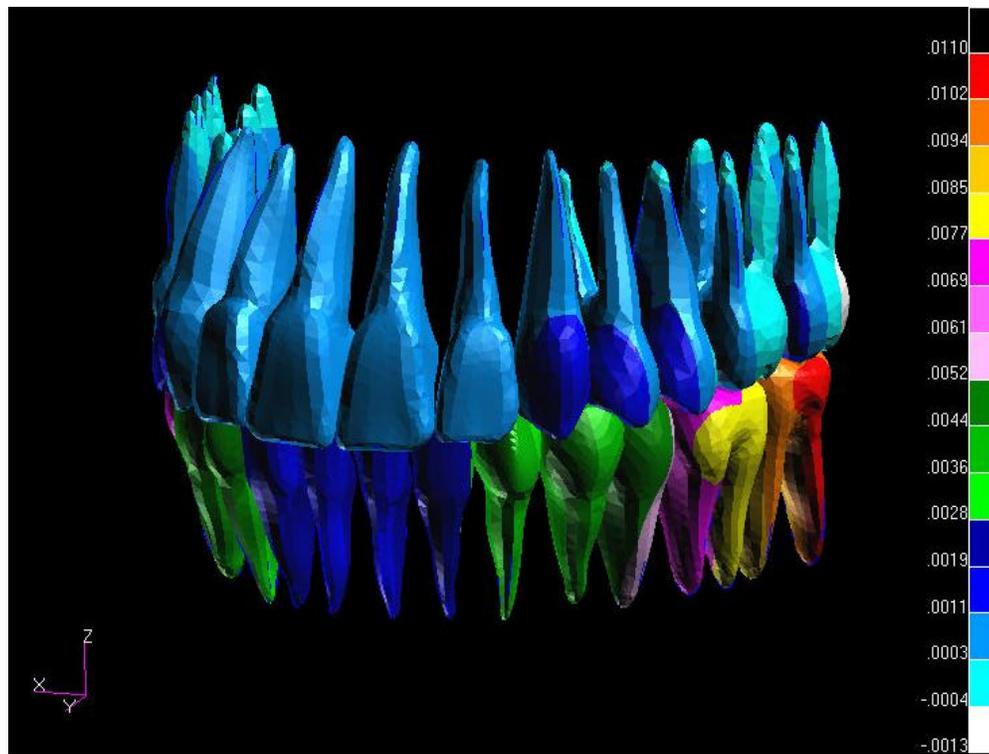


Figura 55 – MEF 3 – contatos de parada, desplazamiento z.

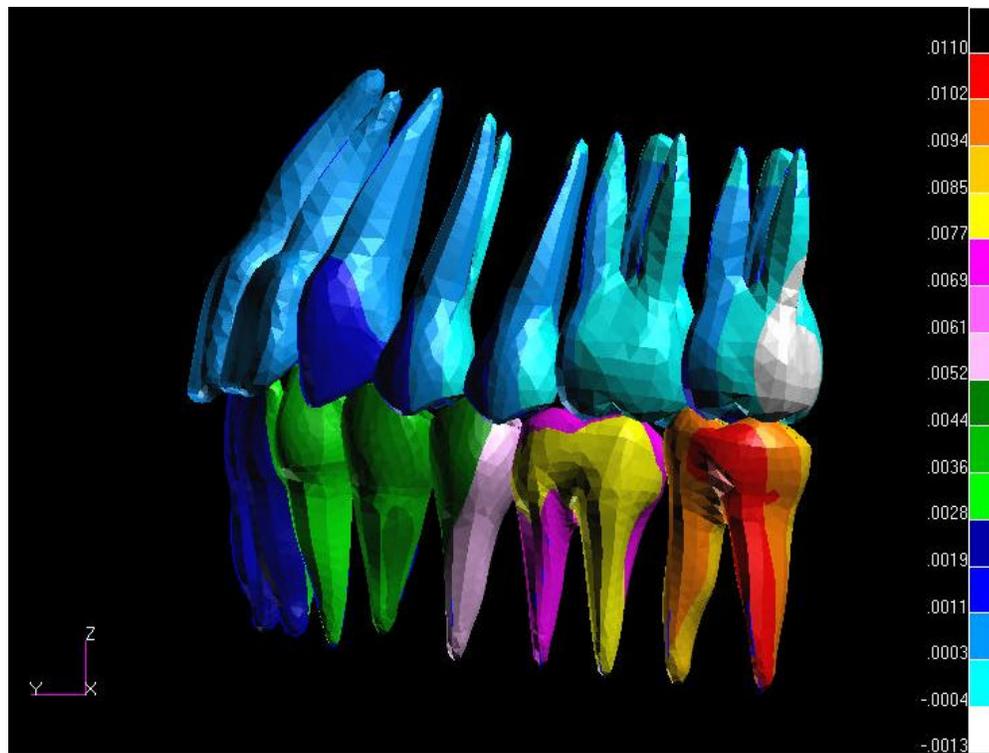


Figura 56 – MEF 3 – contatos de parada desplazamiento z.

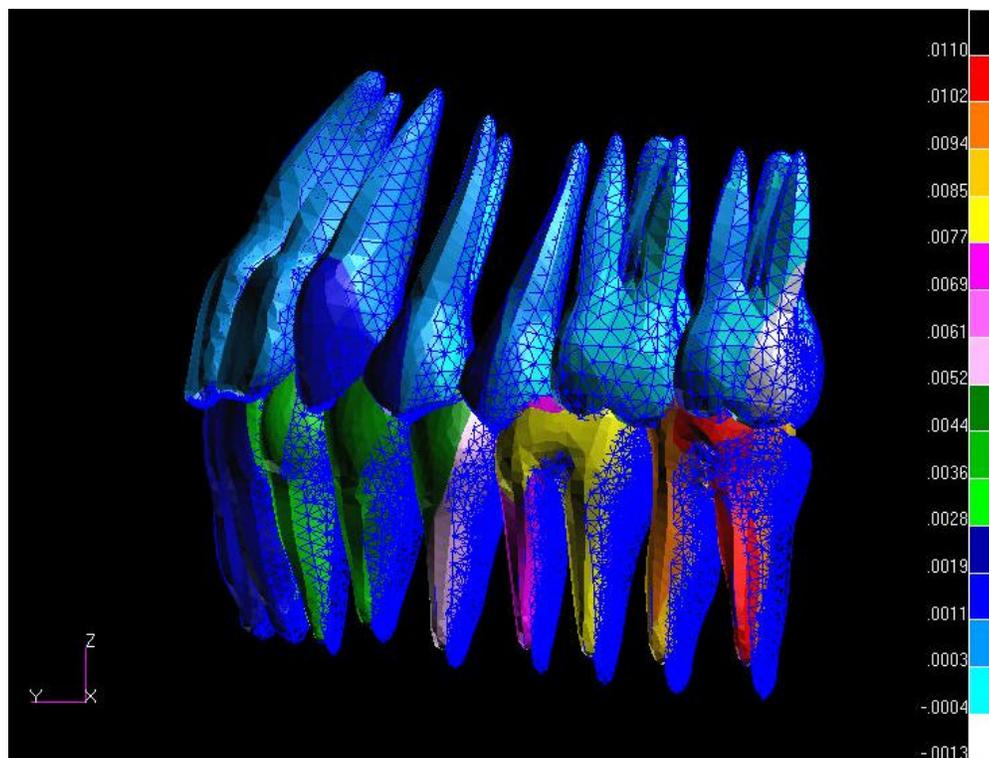


Figura 57 – MEF 3 – contatos de parada deslocamento z ,malha.

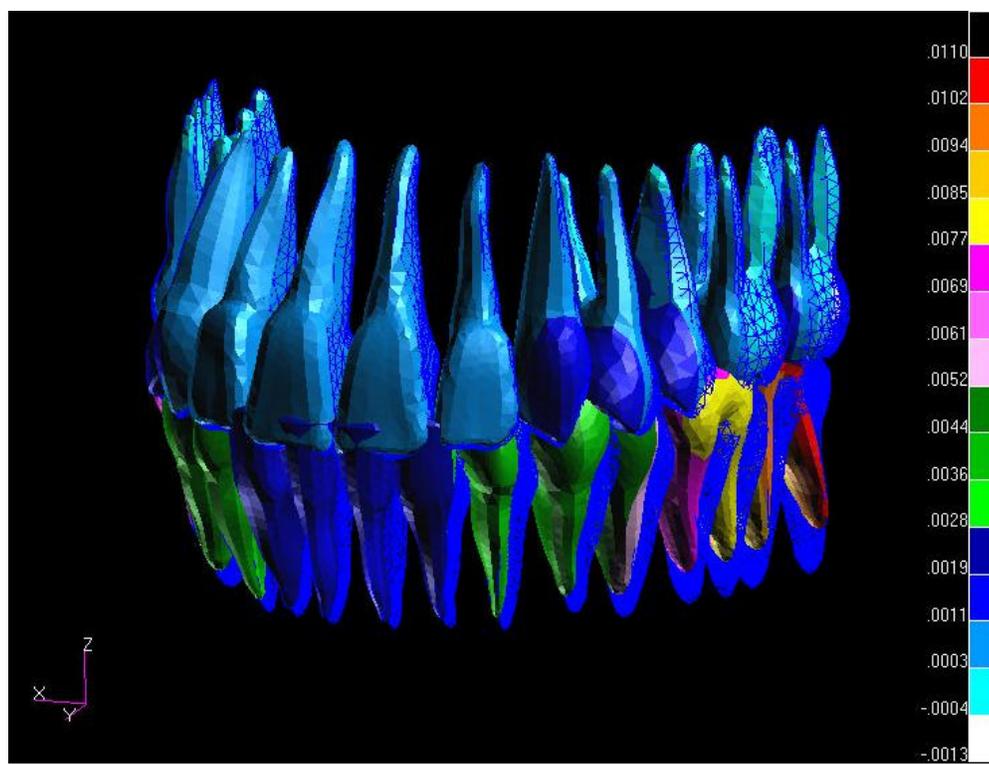


Figura 58 – MEF 3 – contatos de parada, deslocamento z, com malha.



Figura 61 – MEF 3 – contatos de parada tensão Von Misses.

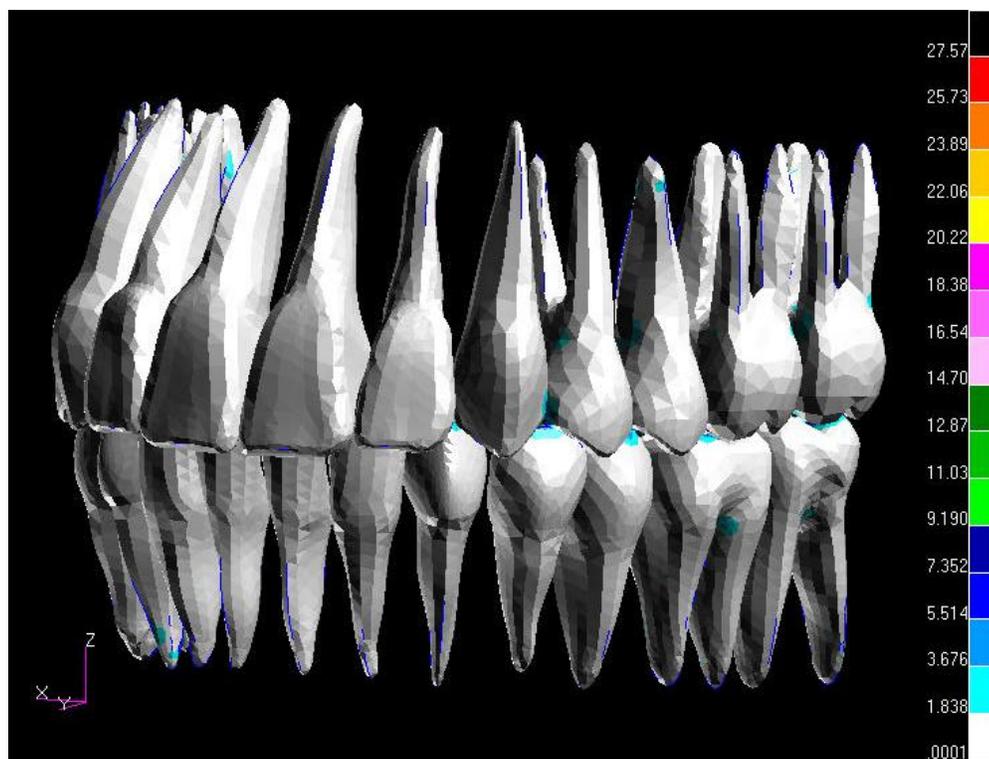


Figura 62 – MEF 3 – contatos de parada tensão Von Misses.

5-4MEF 4- CONTATOS DE PARADA COM INCISIVOS CONTACTANDO.

Neste o modelo, os contatos oclusais predominaram em Parada com contato entre os incisivos, com forças resultantes para mesial nos superiores e distal nos inferiores. Os resultados obtidos apresentaram um padrão de distribuição bastante característico. Os deslocamentos foram os maiores deslocamentos para os incisivos superiores , e menores que no MEF 3 para os inferiores. Os resultados do MEF 4, são mostrados nos gráficos 19 a 24 e nas Figuras 54 a 72.

Os deslocamentos dos incisivos inferiores foram ligeiramente menores que no modelo anterior possivelmente porque este modelo foi realizado com os incisivos contactando. Os dentes superiores tiveram um deslocamento levemente maior que o modelo anterior, especialmente os incisivos superiores.

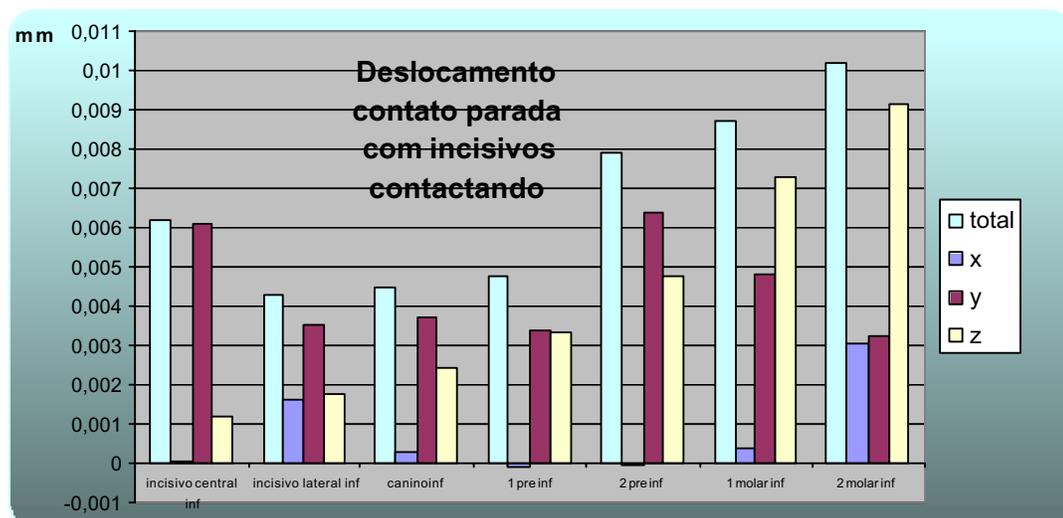


Gráfico 19 - MEF 4 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, no caso de contatos de parada, com os incisivos contactando, mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes superiores, em mm.

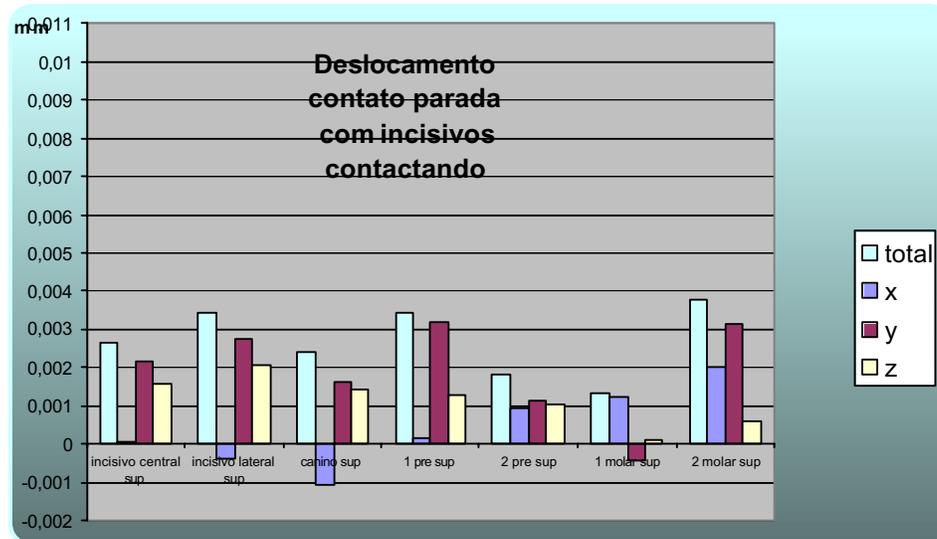


Gráfico 20 - MEF 4 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, no caso de contatos de parada, com os incisivos contactando, mostrando as diferenças obtidas ao nível de dentes inferiores, em mm.

Os gráficos de 21 a 24, foram montados com a finalidade de avaliar-se os deslocamentos entre dois dentes antagonistas, ao longo de seus respectivos eixos de inserção. Para tal, selecionaram-se 9 pontos, sendo o primeiro no osso mandibular, num ponto abaixo do ápice radicular, e 8 em cada par de elementos dentários antagonistas, sendo quatro para o inferior e quatro para o superior. Procedeu-se da mesma forma que leitura dos resultados dos MEFs anteriores, nos incisivos centrais, caninos, primeiros pré-molares e segundos molares.

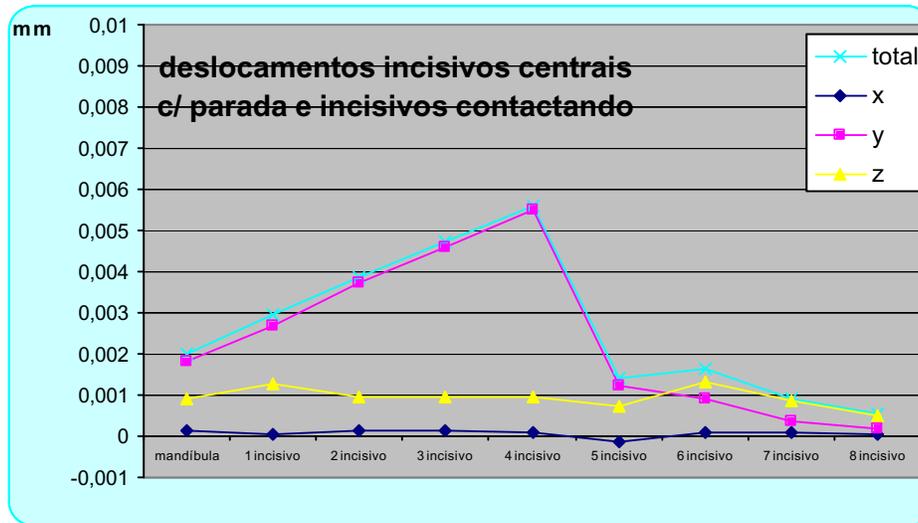


Gráfico 21 - MEF 4 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos incisivos centrais

O Gráfico 21, mostra que neste modelo houve deslocamento de todo o corpo do incisivo inferior, embora com deslocamento apical levemente menor em relação ao MEF 2, mas com inclinação para mesial semelhante. O deslocamento do superior existiu, embora de pequena magnitude.

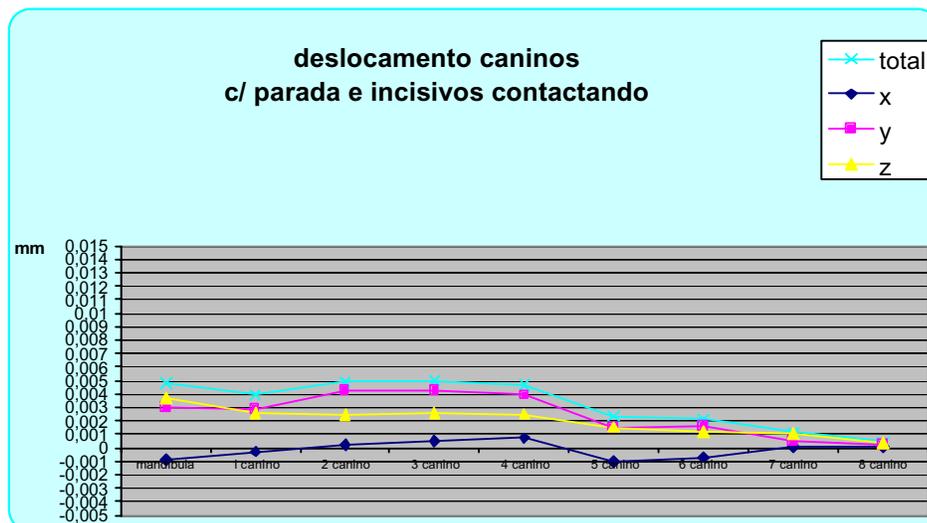


Gráfico 22 - MEF 4 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos caninos

O Gráfico22, mostra que neste modelo houve deslocamento de todo o corpo do canino inferior, com deslocamento apical levemente menor em relação ao MEF 2, mas com deslocamento do superior mais proporcional.

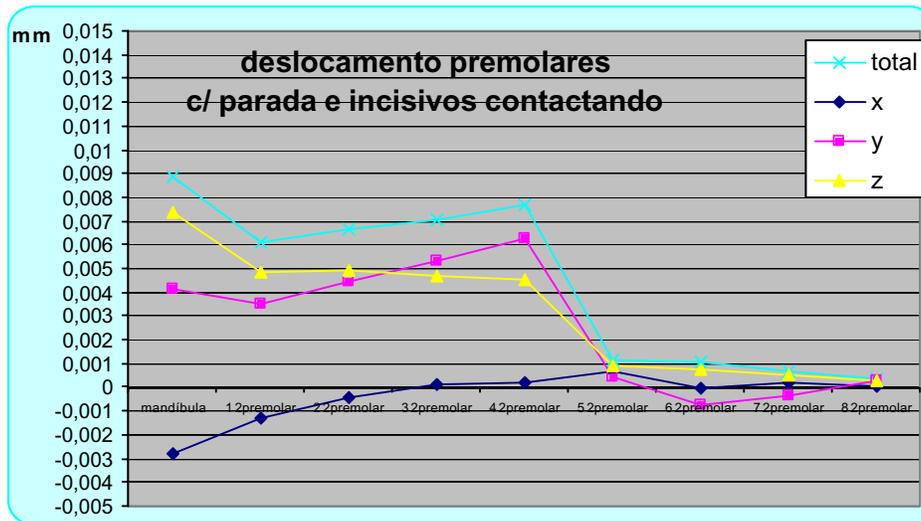


Gráfico 23 - MEF 4 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos pré-molares

O Gráfico 23, mostra que neste modelo houve deslocamento de todo o corpo do pré-molar inferior, com deslocamento coronário levemente maior e deslocamento do superior de menor magnitude.

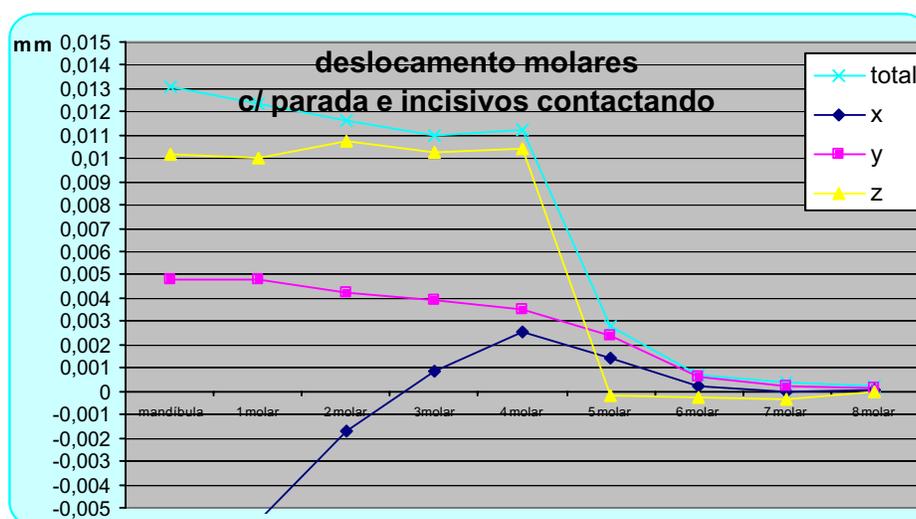


Gráfico 24 - MEF 4 - Deslocamentos totais, em x, y, e z, medidos ao longo dos molares

O gráfico 24 mostra que os molares neste modelo, apresentaram deslocamento semelhante aos modelos anteriores, com deslocamento de todo o corpo mais no sentido vertical e inclinação da coroa para vestibular.

As figuras seguintes, evidenciarão os resultados dos deslocamentos, obtidos no **MEF 4**, isolando-se somente o conjunto de dentes, numa ilustração utilizando-se de variação de cores, com escala em décimos de milímetros, para uma demonstração visual dos resultados obtidos, pelo modelo com contatos padrão, com e sem a superposição da malha. Os efeitos dos deslocamentos nas figuras, foram magnificados para melhorar a visibilidade. Apresenta-se ao final, uma visualização das tensões Von Misses.

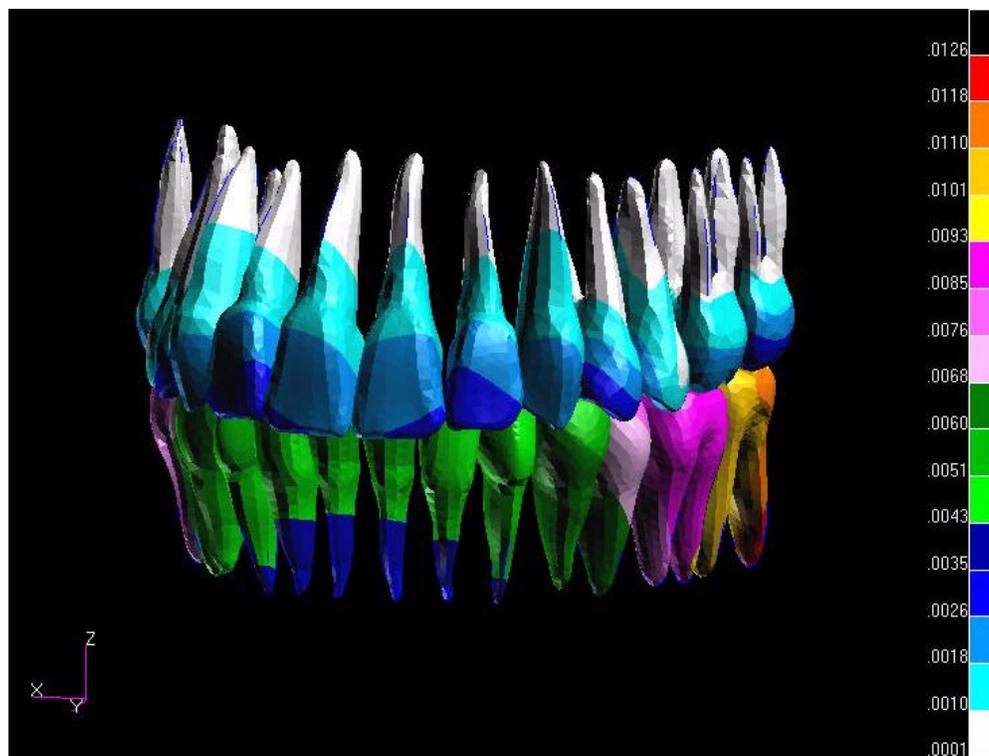


Figura 63 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento total.

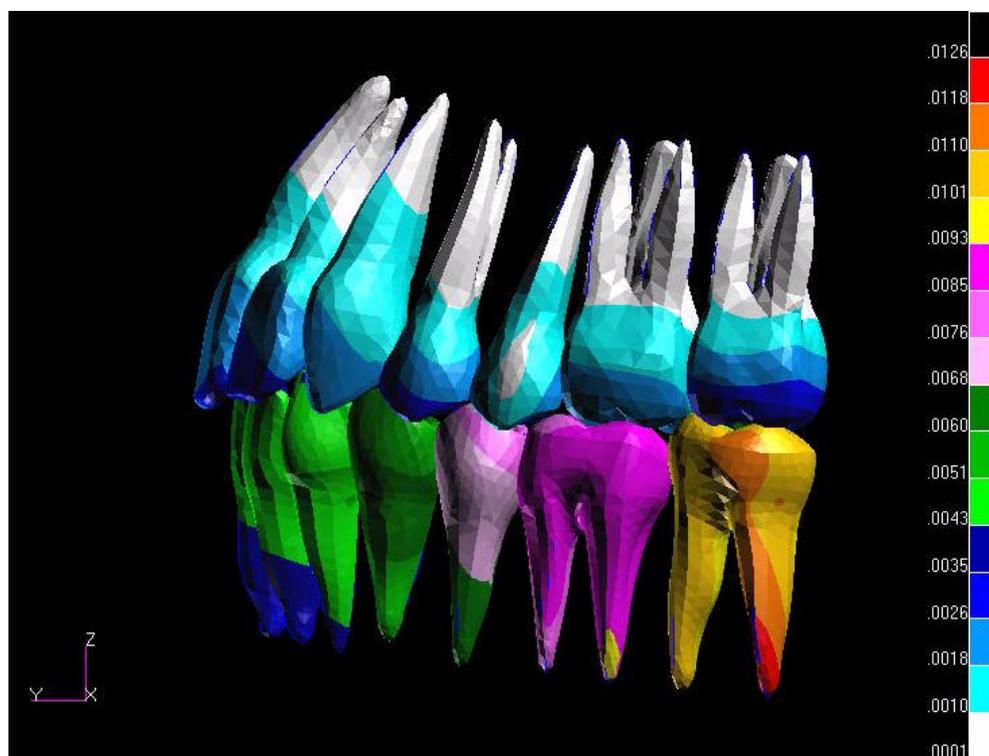


Figura 64 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento total.

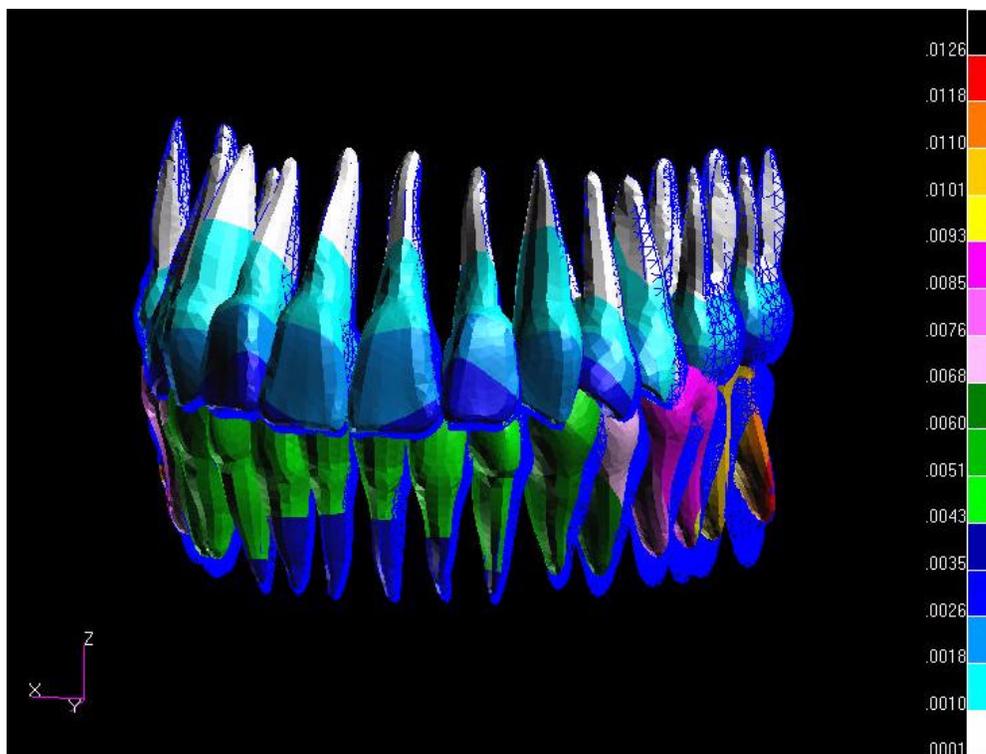


Figura 65 –MEF 4 – deslocamento total, com superposição da malha.

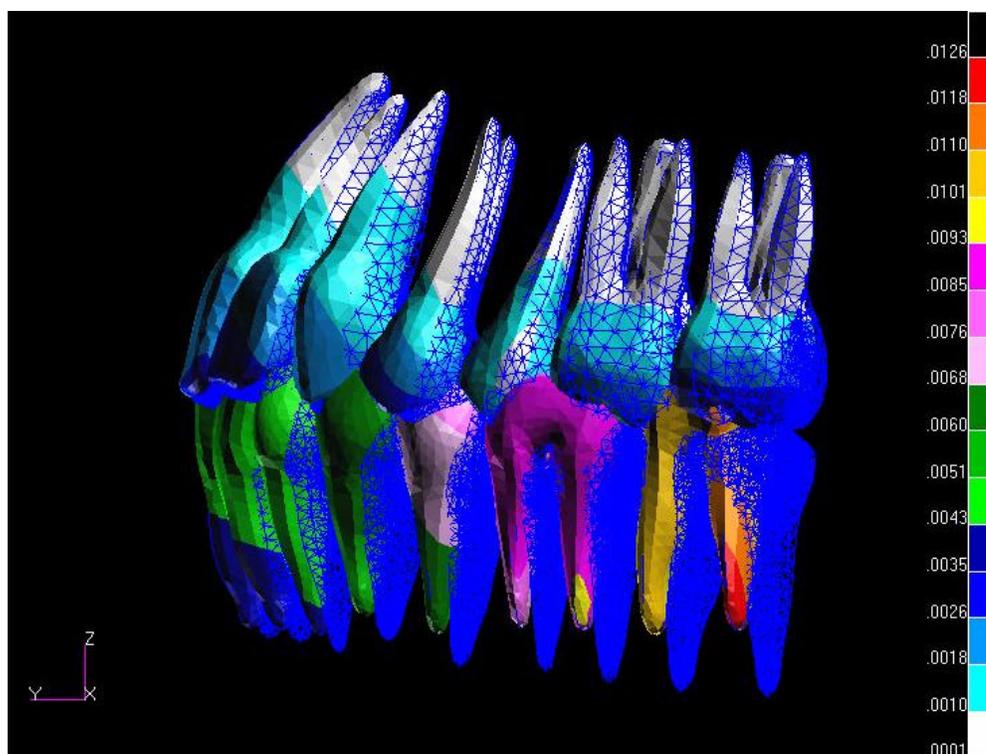


Figura 66 –MEF 4 – deslocamento total, com superposição da malha.

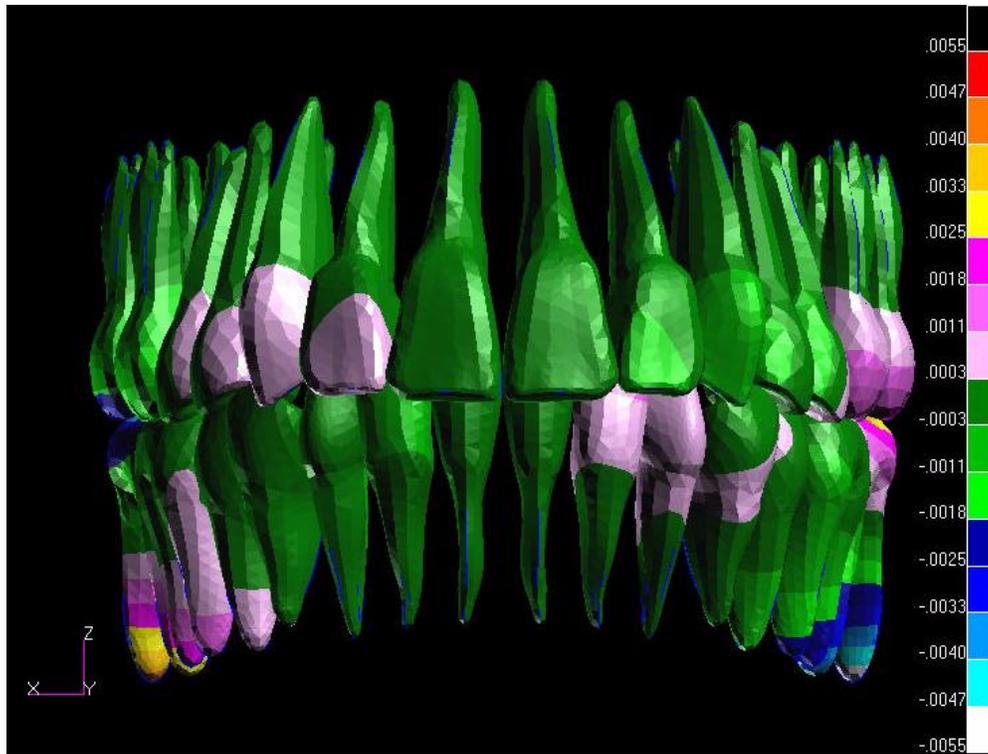


Figura 65 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato,deslocamento x.

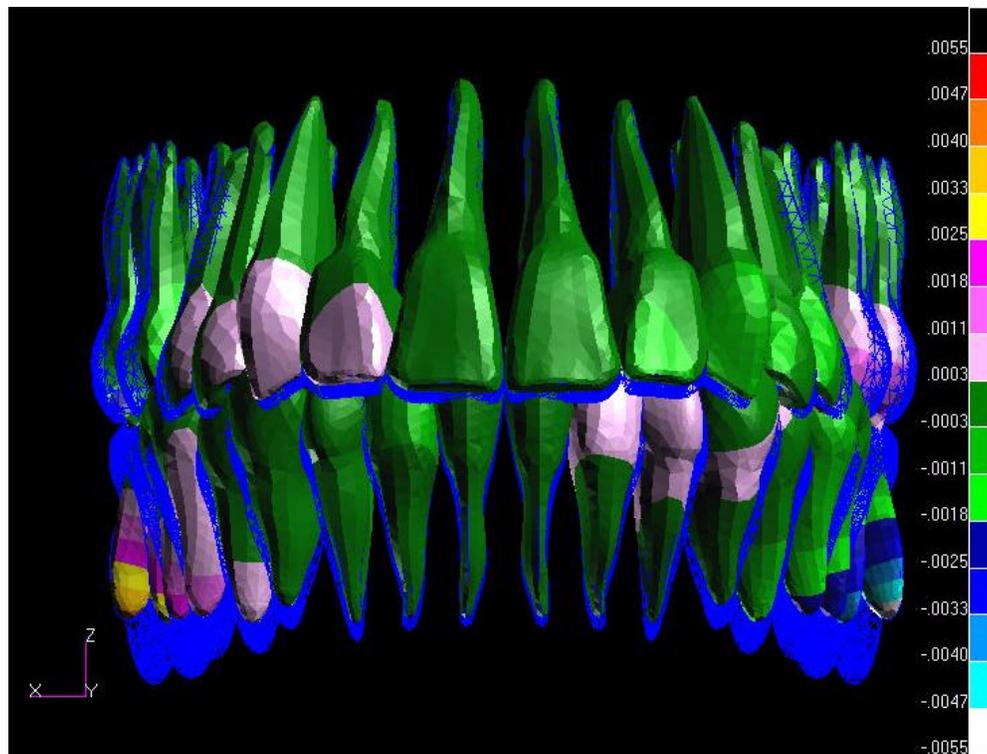


Figura 63 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato,deslocamento x, malha.

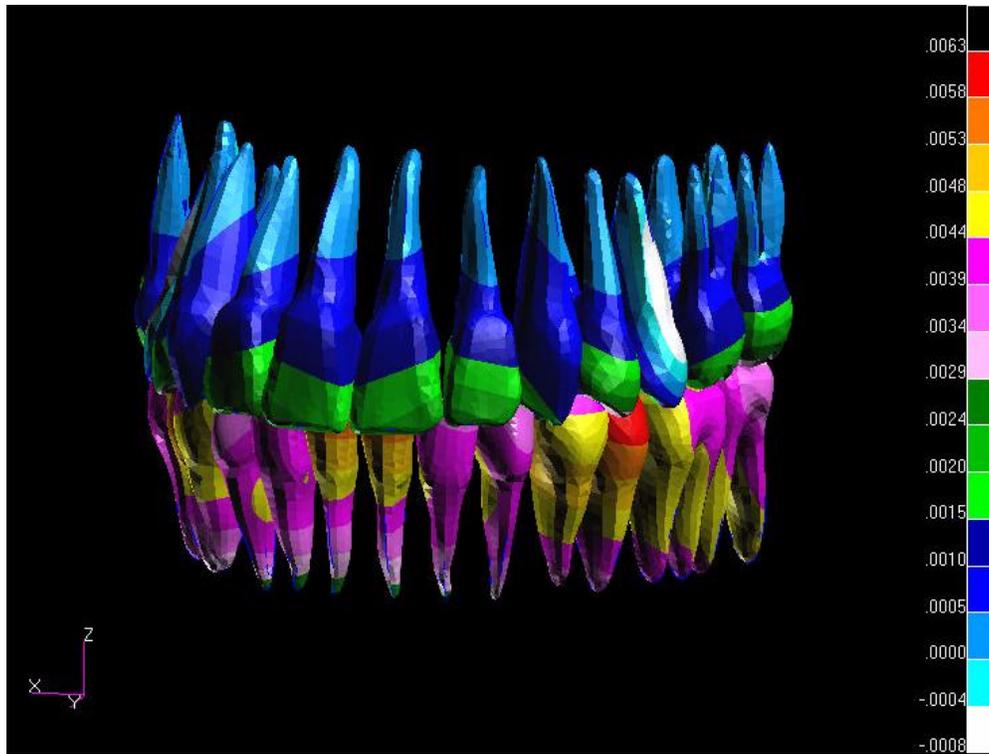


Figura 69 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento y.

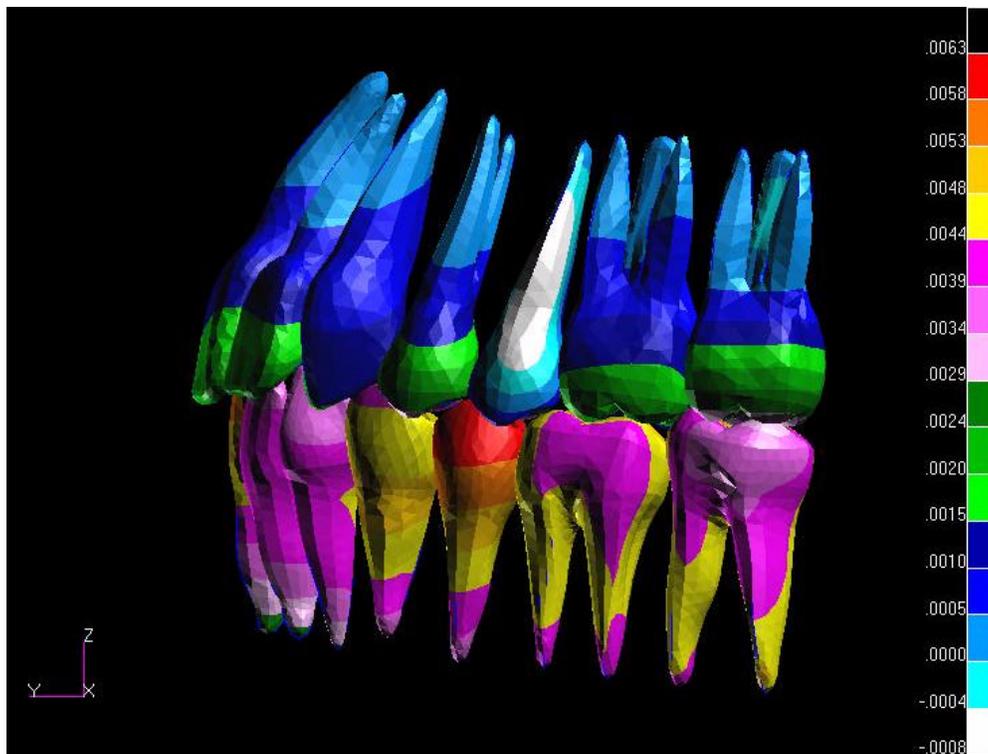


Figura 70 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento y.

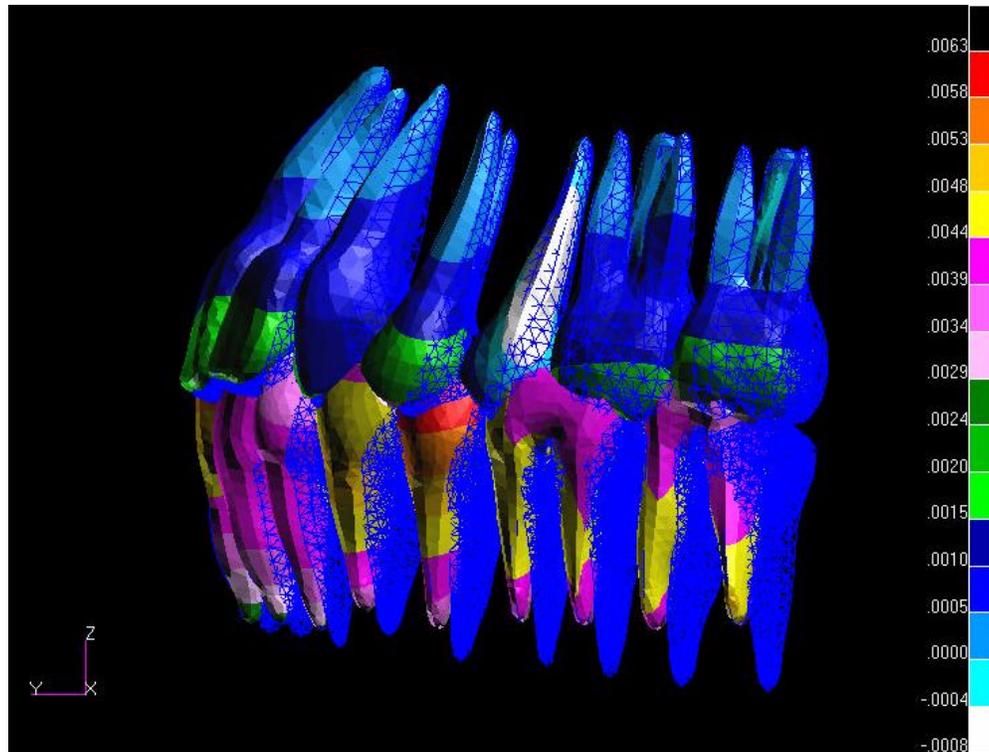


Figura 71 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato,deslocamento y malha.

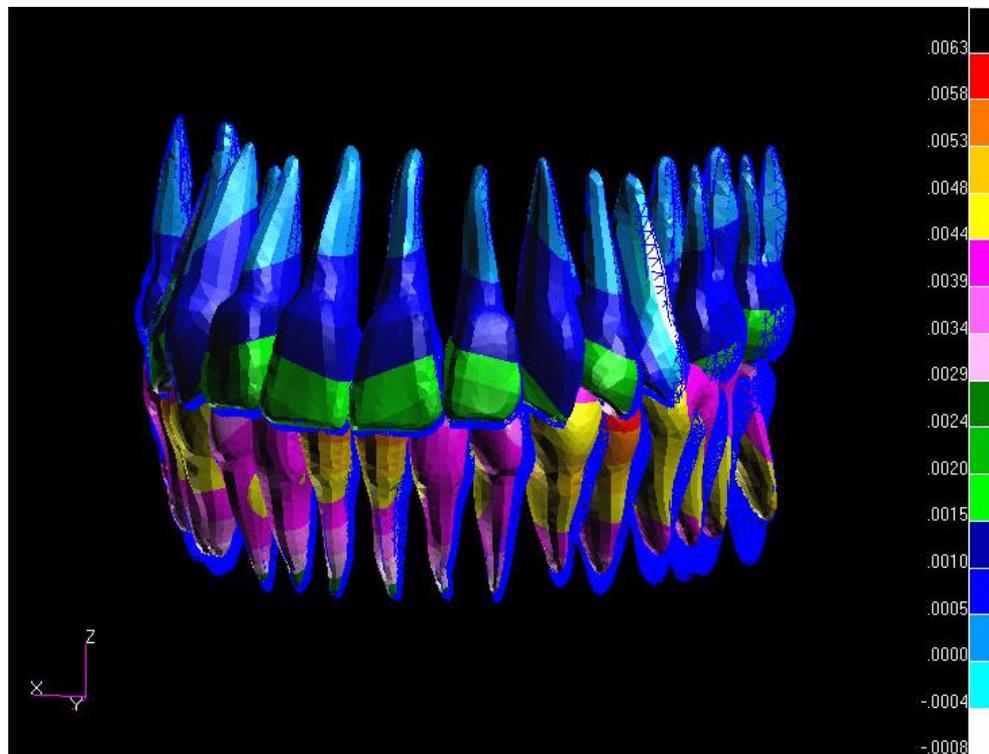


Figura 72 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento y malha.

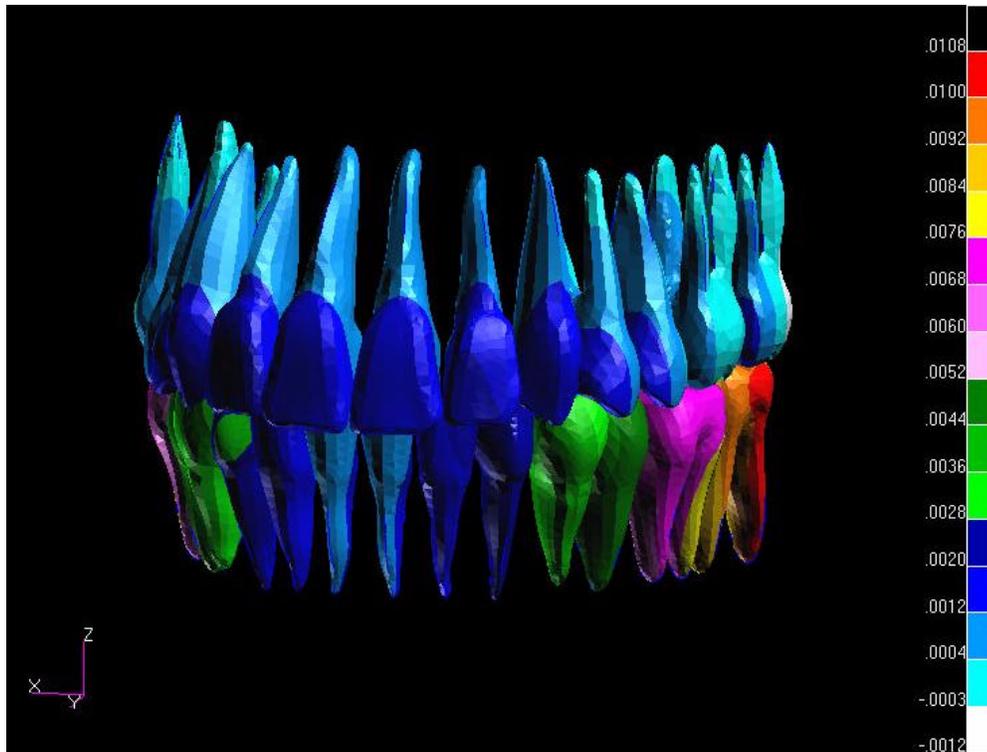


Figura 73 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento z

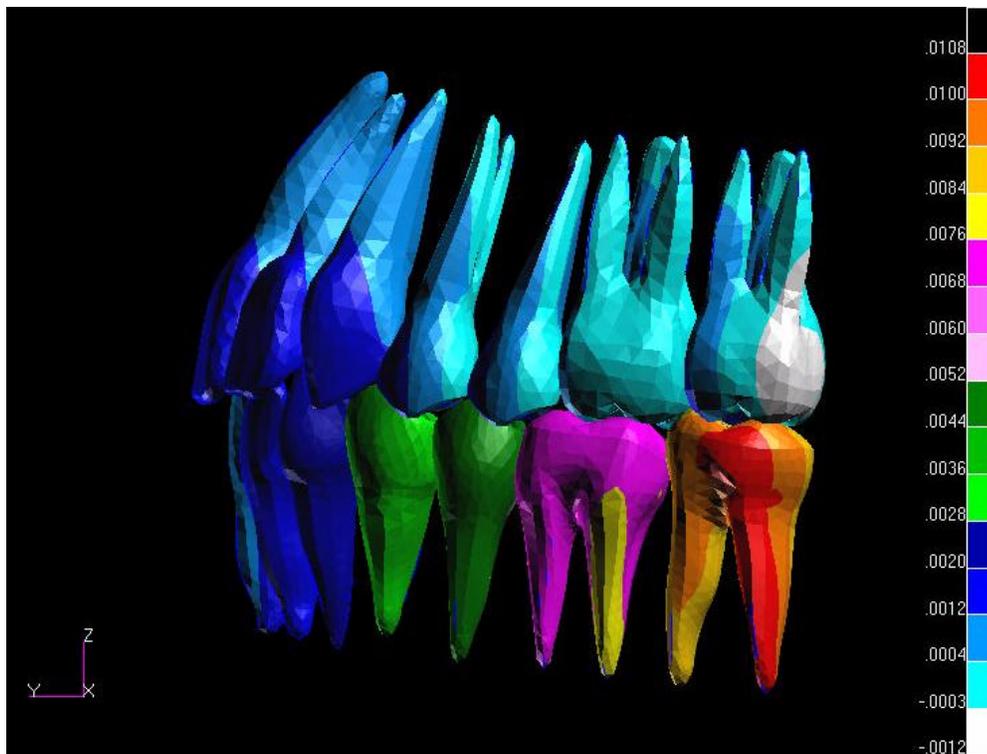


Figura 74 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento z

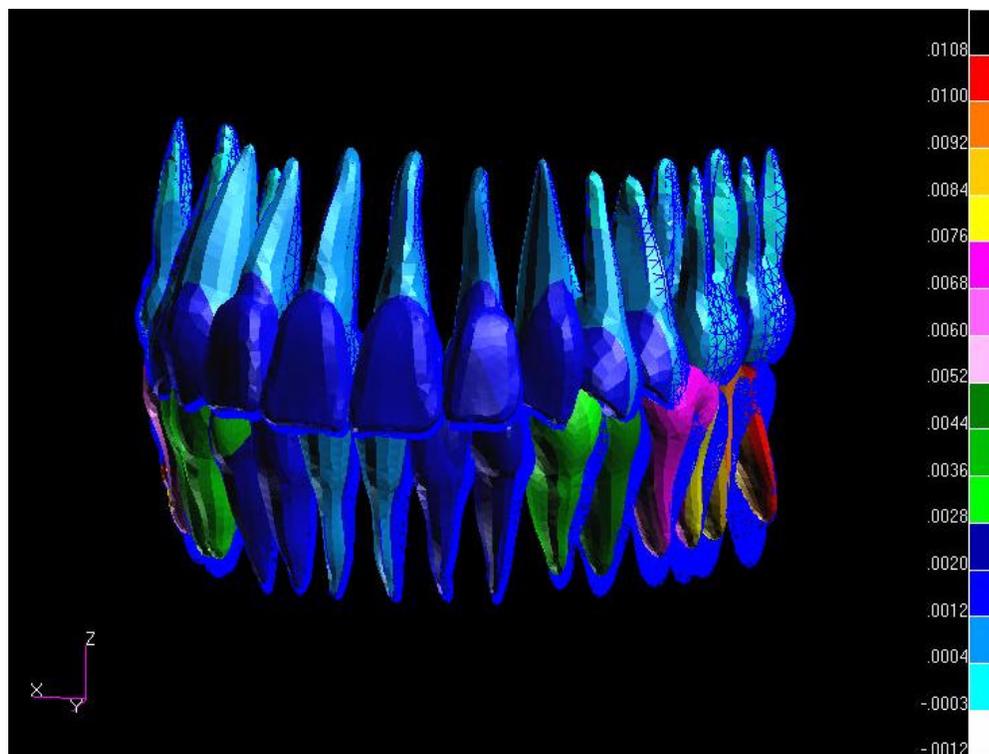


Figura 75 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento z malha.

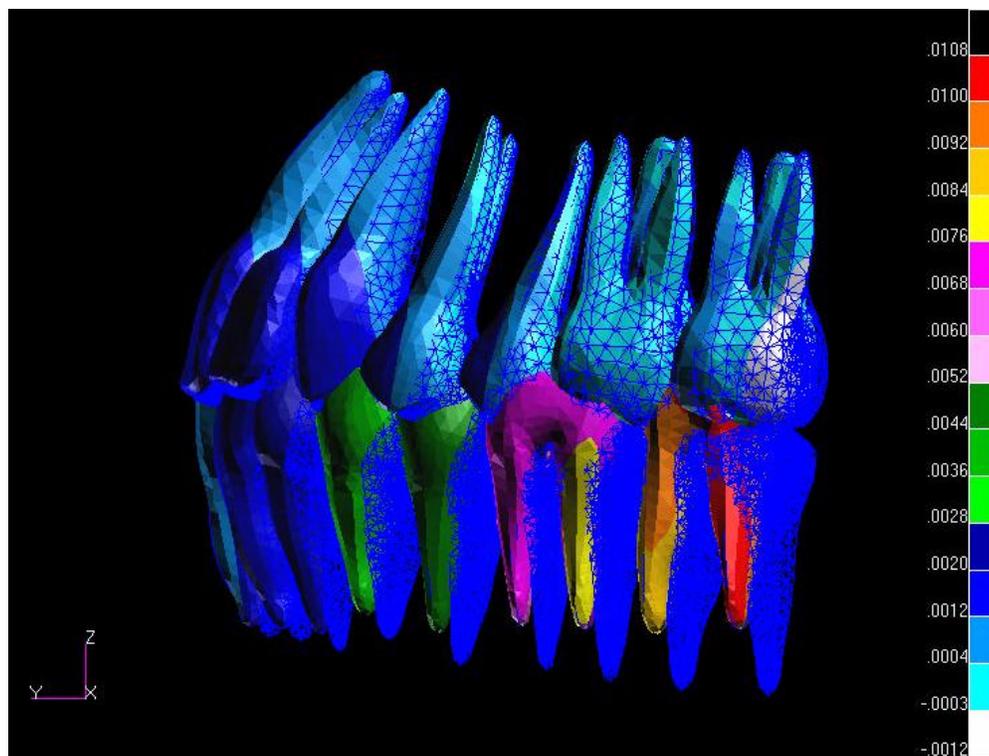


Figura 76 –MEF 4 – contatos de parada e incisivos com contato, deslocamento z malha.



Figura 79 –MEF 4 – contatos de arada e incisivos com contato, tensão Von Misses.

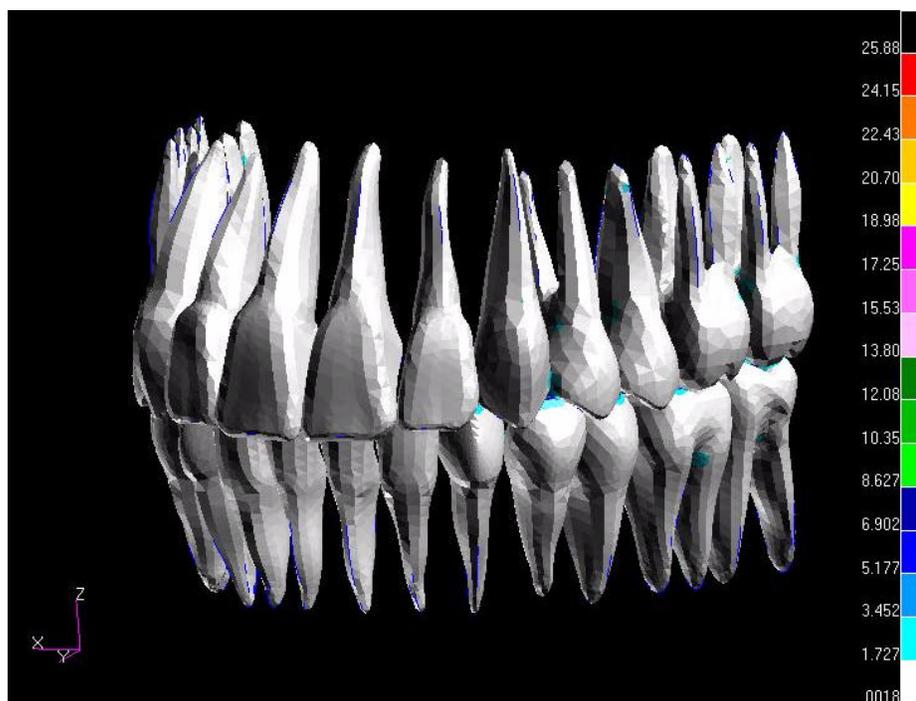


Figura 80 –MEF 4 - contatos parada e incisivos com contato, tensão Von Misses.

6 Discussão

Os estudos na área de Oclusão têm salientado a importância do equilíbrio oclusal na estabilidade posicional dos dentes e da mandíbula (MC HORRIS, 1986; NANDA e ZERNIK, 1993; MCNEILL 2000). Sabe-se também que um esquema oclusal deficiente intensifica a magnitude das tensões não axiais, podendo influenciar no posicionamento dentário. Uma carga angulada aumenta a quantidade e desenvolve componentes de tensões de compressão, tração e/ou de cisalhamento que pode acarretar comprometimento do nível ósseo, migração de dentes, mobilidade dentária ou mudanças de posicionamento mandibular (RAMFJORD E ASH, 1983; CARDOSO, 2003).

Se por um lado, as relações de contato oclusal parecem ser um fator para o equilíbrio de forças, também o aumento da magnitude destas forças, seja por diminuição do número de elementos dentais, por perda de suporte periodontal, ou pela presença de hábitos parafuncionais, como o bruxismo, podem contribuir para desequilibrar o sistema (LANZA, 2000; SIMON, 2000)

A utilização do Método dos Elementos Finitos, em um ambiente de aumento vertiginoso da capacidade de cálculo dos computadores modernos, tem viabilizado estudos em bases biomecânicas, visando à compreensão, tanto em nível de cada dente em particular, de um conjunto de dentes, ou ainda das relações entre as duas arcadas, em bases biológicas mais sólidas (KORIOTH, 2000; DA EGLING E HYLANDER, 2000; MENICUCCI, 2001).

Portanto, a opção pelo Método dos Elementos Finitos se deu porque esta metodologia se encontra plenamente validada cientificamente, e é hoje aceita e empregada, na análise de estruturas complexas, pela indústria aeroespacial, automobilística, construção civil, etc. Existem, disponíveis no mercado de

informática, vários *softwares* licenciados, plenamente utilizados em análises complexas em vários ramos da ciência, mas, até o momento, não foram utilizados em estudos envolvendo a biomecânica de todos os dentes ao mesmo tempo, num MEF Tridimensional completo de Maxila e Mandíbula.

Para este tipo de análise, esta é a tecnologia hoje disponível que melhor se aplica, pois outras têm limitações intransponíveis, como os modelos em resina fotoelástica, frente a alterações no padrão do posicionamento dos contatos dentários de todos os dentes maxilares e mandibulares, simultaneamente. Por outro lado, teria sido impossível fazer esta análise em um modelo bidimensional, pois além das resultantes das forças oclusais serem tipicamente tridimensionais, o método é o que melhor se aproxima de modelos reais, sem ser invasivo, podendo simular praticamente qualquer situação idealizada (BEEK et al., 2000; DA EGLING e HYLANDER, 2000; DEVOCHT, 2002).

Apesar da alta capacidade de cálculo dos computadores, ainda há limitações no nível de detalhamento das estruturas. Para o modelo desenvolvido, uma malha com 520.445 elementos e 106.633 nós, com três graus de liberdade por nó, assumiu-se algumas simplificações no modelo, tais como, todos os materiais serem considerados isotrópicos, para que se tornasse viável matematicamente. Essas simplificações, entretanto, não comprometem o resultado final da análise e é admitida por vários autores que trabalharam com o método (KEYAK et al., 1990; BAIAMONTE et al., 1996; DA EGLING e HYLANDER, 2000). Uma das poucas restrições que se fazem ao método, está na forma com que se elaboram estes modelos ou seja, como os dados são carregados no computador. A experiência na utilização do método, e os conhecimentos acumulados dos comportamentos reais

dos fatores que estão sendo testados, são importantes para que não se obtenham resultados falsos ou distorcidos da realidade (KORIOTH, 1992).

Os quatro diferentes testes realizados, utilizando-se a mesma carga estática de 50 kgf, como força total mandibular, variando-se apenas a localização dos contatos oclusais, foram empregados para estudar-se a influência destes contatos no comportamento biomecânico dos dentes. Esta condição procurava simular uma situação de apertamento dentário relativamente suave, verificando se com a variação do local da sua aplicação, em cada dente, era possível desequilibrar o conjunto, gerando deslocamentos e acompanhar graficamente os eventos biomecânicos que ocorrem de forma tridimensional. Dentro das circunstâncias do teste, este comportamento é linear, ou seja quanto maior a força, maior o deslocamento, e vice-versa. A utilização do valor de 50kgf, como força total de mordida é um patamar ligeiramente superior às forças fisiológicas de mastigação, mas abaixo das forças musculares máximas encontradas por diversos autores, nos casos de hábitos parafuncionais, como no caso do bruxismo (PETERS et al.,1983; CAPUTO & STANDLEE, 1987; ANUSAVICE, 1998; OKESON , 2000).

Os resultados obtidos mostraram que pequenas alterações, no padrão da distribuição dos contatos oclusais, são capazes de alterar o posicionamento dentário. Embora no modelo desenvolvido, não se tenha caracterizado o periodonto de sustentação, através do ligamento periodontal, para os estudos dos deslocamentos realizados, este fato não constitui fator impeditivo, pois a análise realizada foi de natureza qualitativa, e estes eventos ocorrem fisicamente, independentemente da existência do ligamento (BERNARDES E RESENDE, 2000).

Comparando-se os resultados dos quatro testes realizados, de forma qualitativa, notou-se que no MEF 1, os deslocamentos observados foram de menor

magnitude em relação aos outros três, entretanto mesmo neste modelo, ocorreu um deslocamento principal para anterior em todos os dentes. Observou-se também um deslocamento vertical maior, quanto mais posterior era o dente, influenciado em grande parte pelo deslocamento do corpo mandibular, pela ação simulada de grupo muscular potente.

Verificou-se que os deslocamentos no MEF 3, principalmente para anterior, foram acentuadamente maiores que os MEF 1 e 2, mas os deslocamentos verticais foram menores. Já no MEF 4, que tinha os dentes anteriores contactando, observou-se deslocamentos ligeiramente menores em Y e semelhantes ao MEF 3.

Os resultados dos deslocamentos registrados ao nível da borda incisal dos incisivos centrais superiores foram também visualizados graficamente, comparando os resultados dos quatro MEF, no gráfico 25.

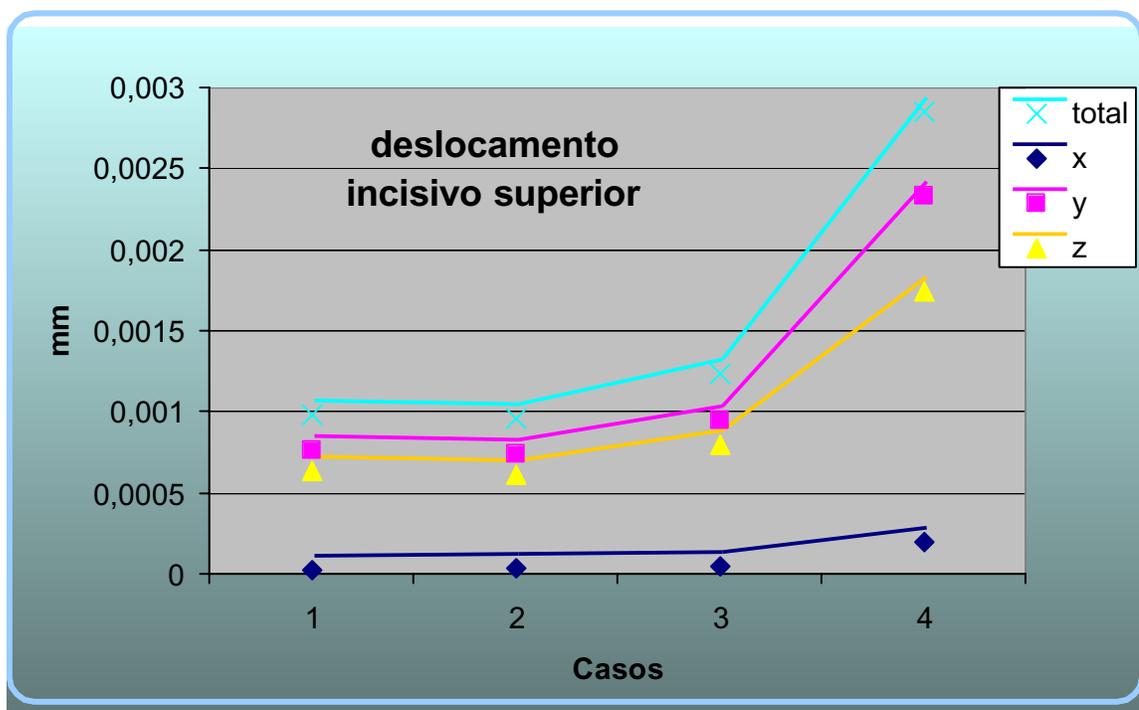


Gráfico 25 - deslocaamentos dos quatro modelos, nos diferentes eixos e total.

Observou-se que nos MEF 1 e 2, os deslocamentos foram bastante semelhantes. Por outro lado, no MEF 3 os valores mostrados, principalmente nos eixos Y, Z e total foram maiores que os anteriores, e que no MEF 4 foram os maiores deslocamentos dos incisivos superiores, dentre todos os modelos.

Esses resultados são concordes com a literatura, quando recomenda a ausência de contatos dos dentes anteriores, quando os posteriores estão em contato (KORNFELD, 1974; MCHORRIS, 1986).

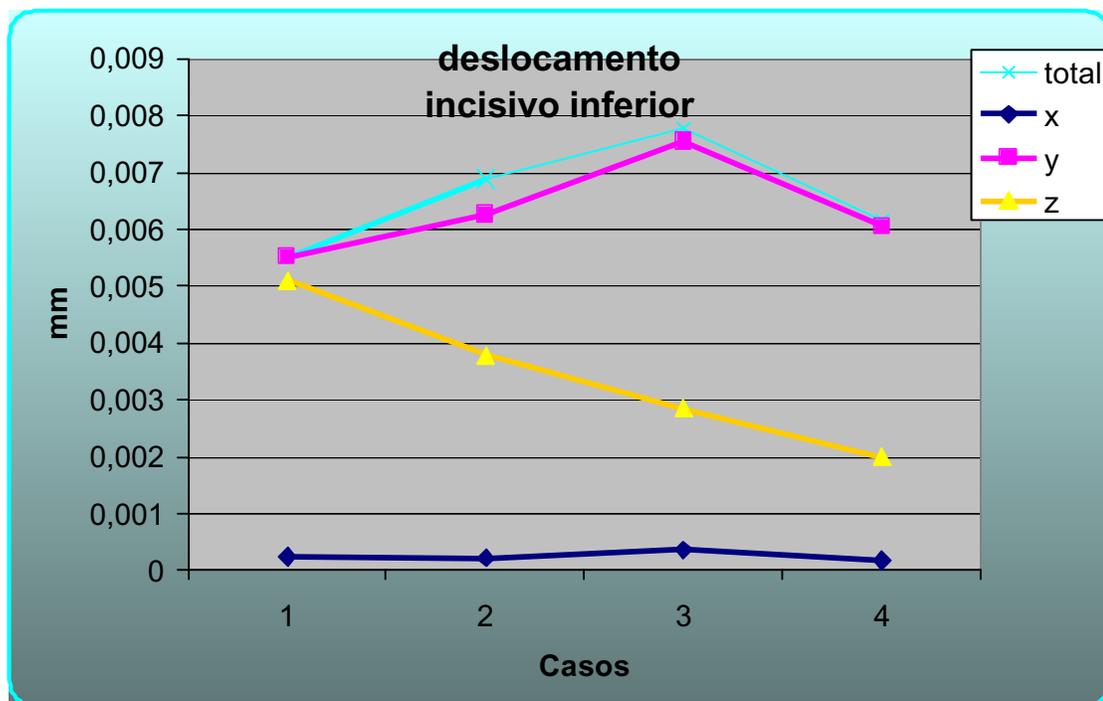


Gráfico 26 - deslocamentos dos quatro modelos, nos diferentes eixos e total.

Por sua vez, os resultados comparados, no gráfico 26, dos deslocamentos observados nos incisivos inferiores, mostrou que no eixo X, todos os quatro modelos apresentaram mínimos deslocamentos, com valores muito similares. enquanto no eixo Z foram decrescentes sugerindo que quanto mais desestabilizado o modelo, mais os deslocamentos no eixo Y se tornam responsáveis pelo deslocamento total. No eixo Y o MEF 3 apresentou o maior deslocamento, sendo nele a quase totalidade

dos deslocamentos, sugerindo esta tendência de mesialização é acentuada, entretanto o MEF 4, pela presença dos contatos entre os incisivos, os deslocamentos ao nível da borda incisal dos inferiores foram sensivelmente menores, o que permite considerar a possibilidade de apinhamento destes dentes.

Comparando-se os resultados, em termos percentuais, dos deslocamentos ao longo dos pontos mandibulares e dos dentes, nos MEF 2, 3 e 4, em relação ao MEF 1, ou padrão, observou-se no gráfico 27, que no modelo de equilíbrio, o deslocamento do ponto mandibular foi quase 200% maior que o padrão, decrescendo gradativamente, do ápice do incisivo inferior até sua coroa e no incisivo superior, atingindo valores equivalentes ao modelo-padrão. No modelo de parada, o deslocamento do ponto mandibular foi ligeiramente menor que o de equilíbrio, aproximadamente 175% maior que o padrão, decrescendo gradativamente ao longo do incisivo inferior, sendo seu deslocamento ligeiramente maior que no modelo de equilíbrio, o que mostrou uma ligeira diferença de comportamento entre os dois modelos em virtude dos contatos oclusais.

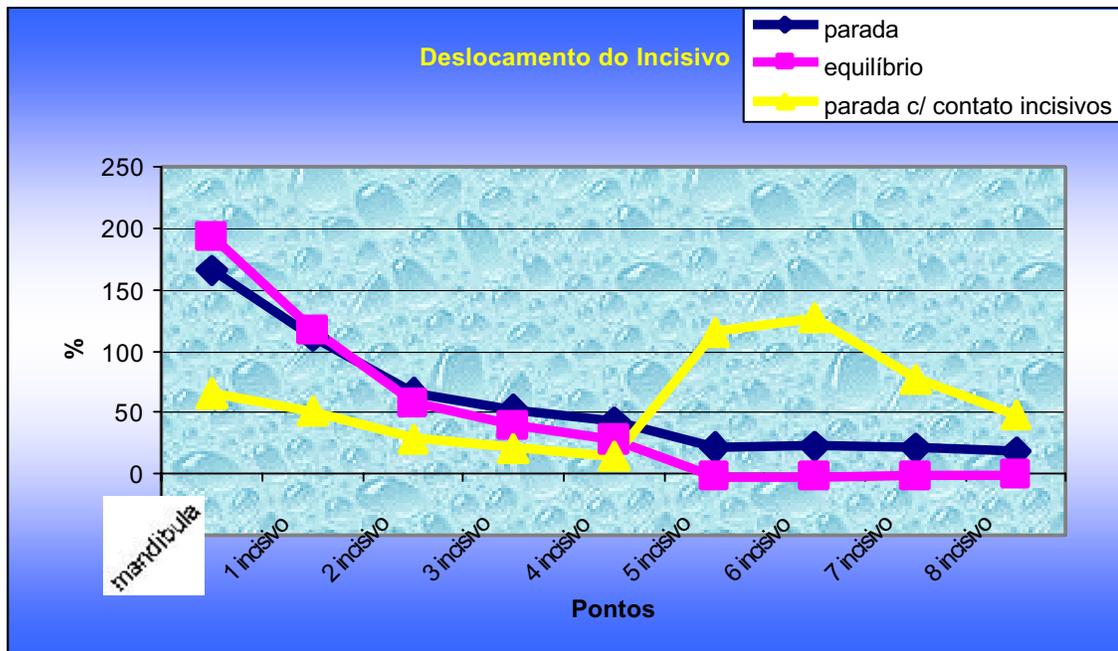


Gráfico 27 - Dispersão em termos percentuais, dos modelos em relação ao modelo-padrão, observados na região dos incisivos.

Ficou evidenciado, que no MEF 4, modelo com contato nos incisivos, o deslocamento diminuiu em relação aos dois modelos anteriores, em virtude dos contatos entre antagonistas, ocorrendo o inverso com o incisivo superior, que ao nível incisal sofre um deslocamento cerca de 120% maior que no modelo padrão, devido à presença do contato interoclusal. O comportamento das curvas sugere que pode haver uma flexão entre a coroa e raiz deste elemento, de pequena intensidade.

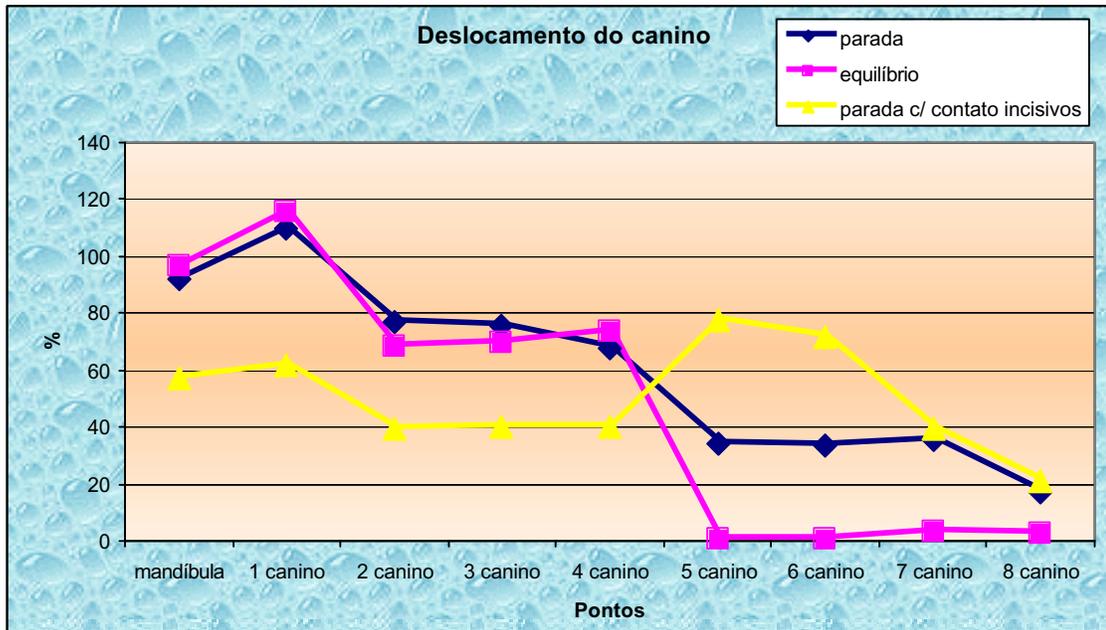


Gráfico 28 – Dispersão, em termos percentuais, dos modelos em relação ao modelo-padrão, observados na região dos caninos.

Analisando-se os resultados na região dos caninos, notou-se que os valores dos deslocamentos nos modelos de parada e equilíbrio foram semelhantes ao nível do ponto mandibular e ao longo do canino inferior, sendo sempre maiores que o modelo-padrão, cerca de 110% maior ao nível do ápice e 70% maior ao nível da borda incisal. No canino superior o modelo de equilíbrio variou muito pouco em relação ao modelo-padrão, no entanto no modelo de parada, se deslocou para anterior cerca de 37% mais que o modelo padrão, em virtude da variação da localização dos contatos oclusais. Já a comparação do modelo de contatos de parada com incisivos contactando, em relação ao modelo padrão, mostrou que diminuiu cerca de 60% o deslocamento dos caninos inferiores e aumentou o deslocamento dos caninos superiores, chegando a quase 80% maior, na região da ponta de cúspide, mas o deslocamento apical variou de forma equivalente ao modelo sem contato nos incisivos. É interessante notar, que o comportamento das

curvas sugere que pode haver uma flexão entre a coroa e a raiz deste elemento, de pequena intensidade.

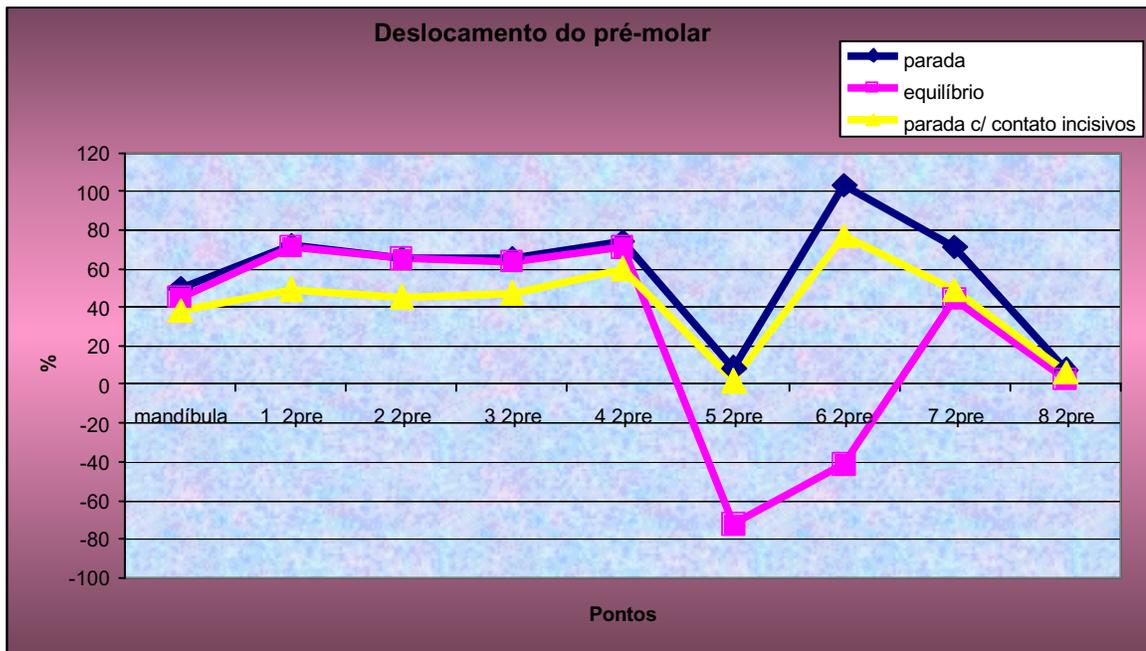


Gráfico 29 -Dispersão, em termos percentuais, dos deslocamentos nos modelos, em relação ao modelo-padrão, observados na região dos pré-molares.

Analisando-se os resultados na região dos primeiros pré-molares, notou-se que ao nível dos pré-molares inferiores e do ponto mandibular, o deslocamento foi cerca de 70% maior que o modelo-padrão e semelhante entre os três. No modelo de equilíbrio, o deslocamento da oclusal da coroa do pré-molar superior foi menor em cerca de 75% e que neste ponto, nos dois outros modelos, o deslocamento foi praticamente igual ao padrão. Notou-se, também que o comportamento das curvas sugeriu que pode haver uma flexão entre a coroa e raiz deste elemento, de pequena intensidade, porém maior que nos modelos parada e parada com contato de incisivos.

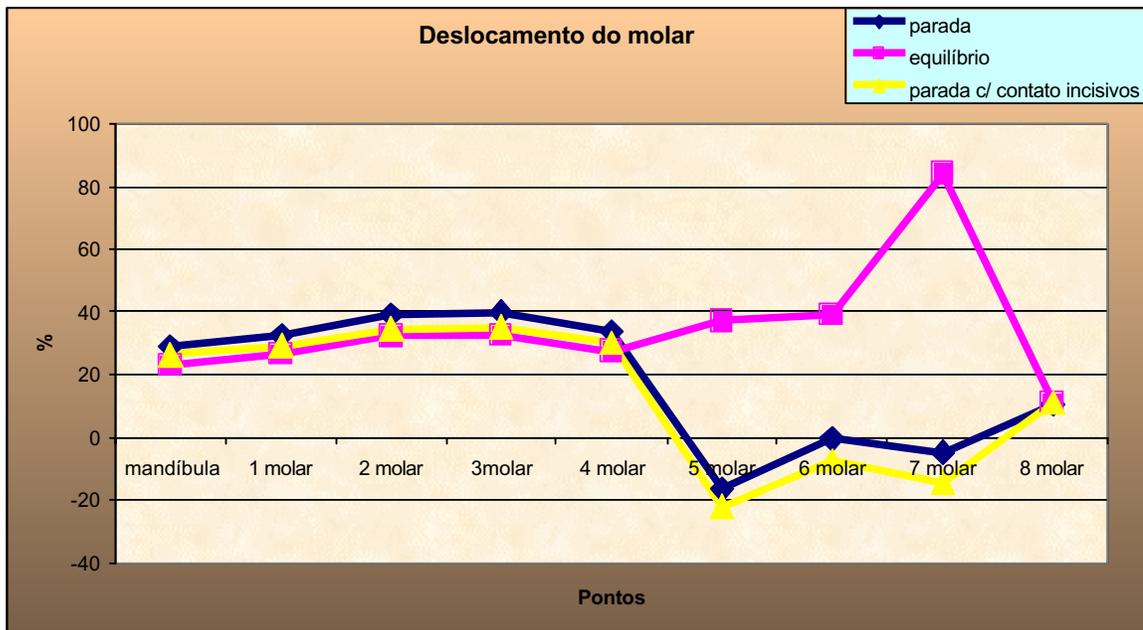


Gráfico 30 -Dispersão, em termos percentuais, dos deslocamentos nos modelos, em relação ao modelo-padrão, observados na região dos molares.

Analisando-se os resultados, na região dos segundos molares, notou-se que os deslocamentos dos três modelos, ao nível do ponto mandibular e ao longo do molar inferior foi semelhante ao modelo-padrão, variando entre 20 e 40% a mais no deslocamento. No molar superior, os modelos de parada e parada com contato de incisivos, mostraram resultados semelhantes, sendo menores em cerca de 20% ao nível da coroa, e pouco variando ao longo do corpo do dente. Entretanto, no modelo de equilíbrio o deslocamento foi maior que o modelo padrão, em 40% ao nível da oclusal e da cervical, comportamento este explicado pela incidência das forças oclusais terem resultante distal e este ser o último elemento da arcada. O comportamento das curvas sugere que pode haver uma flexão na raiz deste elemento.

Como se pode notar, a tridimensionalidade do modelo permitiu uma análise detalhada dos deslocamentos de todos os dentes e uma análise comparativa dos

modelos, o que não pode ser realizado nos modelos bidimensionais, tais como: FARAH et al. em 1989, que estudou o comportamento biomecânico de dentes como suporte de próteses fixas de três e quatro elementos; MELO et al. em 1995, que estudou a conexão entre dentes e implantes para próteses fixas; YANG et al., em 1996, que analisou suportes de próteses fixas de extremidade livre em nível ósseo normal e reduzido; MAGNE et al. em 2002, que estudou o comportamento de inlays como suporte de próteses fixas sem metal.

Modelos tridimensionais de elementos finitos, obtidos a partir de tomografias computadorizadas, têm sido bastante utilizados, tanto na Medicina (KEYAK humana, a partir de uma TC de mandíbula seca, no entanto, sem caracterizar os dentes individualmente, estudando o comportamento biomecânico da mandíbula como um corpo único, em relação a cargas na ATM e contatos dentários. Hart et al, em 1992, também a partir de uma mandíbula humana seca, desenvolveu um MEF et al., em 1990 e em 1992; KRABEL e MÜLLER, em 2002) quanto na Odontologia. Koriath et al. em 1992, desenvolveu um modelo tridimensional de mandíbula tridimensional para estudo do comportamento biomecânico desta, com perda dos dentes posteriores, mas também sem individualizar os dentes, considerando os eventos mecânicos como de um único corpo. Tanne et al., em 1995, usando uma TC de crânio humano seco, desenvolveram um MEF tridimensional de mandíbula, com 1.105 elementos e 2.088 nós, para estudar a distribuição de tensões em ATM de pacientes com anomalias craniofaciais. Além da malha ser pouco precisa, também não caracterizou dentes separadamente. Menicucci, et al, em 2002, desenvolveu um MEF 3D e 2D de mandíbula, para estudo da biomecânica da união dente-Implante, construídos a partir de desenhos anatômicos esquemáticos. Percebe-se que a caracterização dos eventos biomecânicos nestes modelos, quando comparado a

este trabalho agora apresentado, poderia ter sido mais detalhada, aproveitando melhor a capacidade dos programas de computador, embora, este modelo possa ser aperfeiçoado, por exemplo, caracterizando o ligamento periodontal e considerando a presença dos seios maxilares.

No detalhamento das estruturas anatômicas, quanto mais se refina a malha, mais específico se torna o modelo. Magne, em 2002, detalhou o comportamento biomecânico de um molar superior em função dos contatos oclusais, entretanto com este nível de detalhamento seria impossível, realizar os mesmos testes com 28 dentes ao mesmo tempo, tendo em vista a capacidade de cálculo dos computadores disponíveis no mercado. Beek, et al. em 2000, detalhou o disco interarticular, e Jones, em 2001, detalhou o comportamento de um único incisivo frente a forças ortodônticas, comparando com modelo real, entretanto seria impossível este nível de detalhamento aplicado a todos os dentes.

A metodologia utilizada, iniciada por uma tomografia computadorizada, parece indicar um caminho utilizado com mais freqüência, embora LIN et al. em 1999, tenha publicado um método que denominou automático, para gerar um modelo de um segundo pré-molar superior, que na verdade utilizava um processo semi-artesanal de escaneamento de fatias de dente recém-extraído embebido em resina epóxi; ou ainda a construção de um MEF tridimensional de mandíbula por Menicucci et al. em 2002, baseado em desenho anatômico esquemático.

Destaca-se que neste trabalho, o fato que, para cada simulação, gerava-se quase 2.000.000 de equações matemáticas. Apesar do grau de complexidade, foi possível a obtenção e interpretação das conseqüências do deslocamento dos demais elementos que compõem a arcada.

Estes resultados nos permitem inferir que os padrões de deslocamentos obtidos, podem ser muito mais significativos em situações clínicas, onde os desequilíbrios oclusais podem ser muito maiores, como por exemplo nas maloclusões, comprometimento do suporte ósseo por doenças periodontais, ou ainda na presença de hábitos parafuncionais como apertamento dental. É importante também lembrar que estas distribuições dos deslocamentos em função da oclusão, podem resultar em deslocamentos mandibulares.

É importante ressaltar que o desenvolvimento deste modelo tridimensional, pode ser modificado ou mesmo aperfeiçoado, mudando-se alguns parâmetros, para novos estudos da biomecânica, dentária ou óssea, caracterizando por exemplo, o ligamento periodontal, ou variando as propriedades do tecido ósseo, realizando-se testes dinâmicos, com movimentos e cargas oclusais tempo-dependentes, como sugestões de novos trabalhos. Aguardando-se a evolução da informática, possibilitando cálculos com maior grau de dificuldade e com maior velocidade. Como exemplo de tais afirmações, ao concluir-se este trabalho, tomou-se conhecimento de que o programa utilizado aqui, já apresenta nova versão, que permite a inclusão de fator de atrito entre os elementos físicos do modelo.

7 - CONCLUSÕES

Com base nos resultados obtidos e na metodologia empregada, é lícito concluir que:

- 1- Foi possível o desenvolvimento do modelo de elementos finitos a partir de tomografia computadorizada.
- 2- A utilização da teoria linear elástica e de materiais isotrópicos e homogêneos, na criação do modelo, possibilitou a obtenção de resultados compatíveis com a literatura.
- 3- Foi possível atribuir esforços e obter deslocamentos nos três eixos.
- 4- Por meio do modelo verificou-se que a distribuição mesiodistal dos contatos oclusais influenciou o posicionamento dentário, sob carregamento vertical, sendo possível identificar tendências de deslocamento em cada dente, de forma tridimensional.
- 5- É possível o desenvolvimento de outros estudos da biomecânica dentária, utilizando-se o mesmo modelo.

8 - REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

ALONSO, A.; ALBERTINI, J.S. **Oclusión Y diagnostico en rehabilitación oral**. Buenos Aires: Panamericana, 2000. 637p

ANUSAVICE, K.J. Propriedades mecânicas dos materiais dentários. In ANUSAVICE, K.J. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan 1988. cap. 4: p.28-43.

ATKINSONS, H. F.; RALPH, W.J. In vitro strength of the human periodontal ligament. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 56, n. 1, p. 48-52, 1976.

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

BATES, J. F., STAFFORD, G. D. e HANSON, A. Masticator function – a Review of the literature (III). **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.3, n. 1, p. 57-67. Jan. 1976.

BEEK, M.J.H., KOOSLTRA, L. J., VAN RUIJVEN, VAN EIJVEN,T. M. G. J. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. **Journal of Biomechanics**, Washington, v.33, p.307-316, 2000.

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

BORESI, A. P.; SCHIMIDT, R.J.; SIDEBOTTON, O.M. **Advanced mechanics of materials**. 5. ed. New York: John Wiley & Sons, 1993. 498p.

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

CARDOSO, A. C. **Oclusão – Para você e para mim**. São Paulo: Livraria e editora Santos. 2003. 234 p.

CORNACCHIA, T.P.M. **Análise das tensões no primeiro pré-molar superior pelo Método de Elementos Finitos e sua influencia na etiologia das lesões de abfração**. 1999. Dissertação (Mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Faculdade de Odontologia, Belo Horizonte.

CRAIG, R. G.; POWERS J. M. **Materiais Dentários restauradores**. São Paulo: Santos Livraria e Editora, 2004. 704p.

DAEGLING, DAVID J. e HYLANDER, WILLIAM L. Experimental observation, Theoretical models and biomechanical interference in the study of mandibular form.

* Baseado em: ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS: **Informação e documentação**

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.

DAVIES, S., GRAY, R.M.J. What is occlusion? **British Dental Journal**, London, v. 191, n.5, p. 235-245, 2001.

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

DeVOCHT, J.W.; GOEL, V.K.; ZEITLER, D.L.; LEW, D.; HOFFMAN, E.A. **Desenvolvimento de um MEF para simular e estudar a biomecânica da atm**, Disponível em: <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/vhp_cont/devocht/vhppaper.htm> Acesso em 16/10/2003.

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

GIESEN, E.B.W.; DING, M.; DALSTRA, M.; Van EIJDEN. Mechanical Properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic **Journal of Biomechanics**. Elmsford, vol.34, p.799-803, 2001.

GOLDMAN,H.; COHEN, W., **Periodontia**. Trad. José Luiz Freire de Andrade. 6. ed. Rio de Janeiro. Guanabara Koogan 1983. 1114p.

GYSI, A. Studies on the leverage problems of the mandible. In: MCNEILL, C., **Ciência e prática da oclusão**. Trad. Ana Júlia Garcia Perroti. São Paulo: Quintessence, 2000. 538p.

HART, R. T.; HENNEBEL, V.V.; THONGPREDA, N.,; VAN BUSKIRK, W. C.; ANDERSON, R. C. Modelling the biomechanics of the mandible: a three-dimensional finite element study. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v. 25, n.3, p 261-286, 1992.

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, p.675-684, 1986.

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

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

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.

JEPSEN, A. Root surface measurement and a method for x-ray determination of root surface area. **Acta Odontologica Scandinavica**, v.56, p.317-319, 1963.

JONES, M.L.; HICKMAN, J.; MIDDLETON, J.; KNOX, J.; VOLP, C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. **Journal of Orthodontics**, Oxford, v.28, p.29-38, 2001.

KEYAK, J. H.; FOURKAS, M.G.; MEAGHER, J. M.; SKINNER, H. B. Validation of an automated method of three-dimensional finite element modelling of bone. **Journal Biomechanical. Engeneering**, Guildford, v.15, p.505-508, Nov. 1993.

KEYAK, J.H.; MEAGHER, J.M.; SKINNER, H.B.; MOTE Jr., C.D. Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. **Journal of Biomechanical Engeneering**, Guildford, v.12, p.389,1990.

KITOH, M.; SUETSUGU, T.; MURAKAMI, Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane, and mandibular bone by the finite element method. **Bulletin Of Tokyo Medical And Dental University**, Tokyo, v. 24, n. 1, p. 887, Mar. 1997.

KOOLSTRA, J.H.; VAN HEIJDEN, T.M.G.J.; WEIJS; NAEIJE, M. A three-dimensional mathematical model of human mastigatory system predicting maximum possible bite forces. **Journal of Biomechanics**, Elmsford, v.21, n.7, p.563-576, 1988.

KORIOETH, T.W.P.; VERSALIUS, A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. **Critical Reviews in Oral Biology and Medicine**, Boca Raton, v.8, p.90-104, 1997.

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

KORIOETH, T.W.P. Física simulada da mandíbula Humana In: MCNEILL, C., **Ciência e prática da oclusão**. Trad. Ana Júlia Garcia Perroti. São Paulo: Quintessence, 2000. 538p.

KRABELL, G.; MÜLLER, R. Development of a finite element model of the head using the visible human data.

Disponível em: <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/vhp_conf/krabbel/krabbel.htm>
Acesso em 16/10/2003.

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

LAUFER, Z.; GROOS, M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.25, p. 69-80, 1998.

LIN, C.; CHANG, C.; CHENG, C.; WANG, C.; LEE, H. Automatic finite element mesh generation for second pré-molar. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, Amsterdam, v.59, p.187-195, 1999.

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

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

LUNDGREN, D.; NYMAN, S.; HEIJL, L.; CARLSSON, G.E. Functional analysis of fixed bridges on abutment teeth with reduced periodontal support. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v.2, n. 1, p. 105-116, Jan., 1975.

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, p.516-527, 2002.

MAGNE, P. Rationalization of shape and related stress distribution In posterior teeth: a finite element study using nonlinear contact analysis. **The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry**, Lombard, v.22, n.5, p.3 a 11, 2002.

MCHORRIS, W. Ajuste oclusal através de desgaste seletivo em dentes naturais. In: **Review em ATM e oclusão: artigos clássicos**. São Paulo: Quintessence, 1986, 159p.

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

MELO, C.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K.; HIROWATARI, H.; SUETSUGU, T. Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element model. **Journal of Oral Implantology**, Lawrence, v. 21, n.4, 290-294, 1995.

MELO, C.; MATSUSHITA, Y.; KOYANO, K.; HIROWATARI, H.; SUETSEGU, 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

MISCH, C.; BIDEZ, M. Considerações sobre a oclusão das próteses implantossuportadas: oclusão protetora do implante e materiais oclusais. In: MISCH, C. **Implantes dentários contemporâneos**. 2.ed. São Paulo: Santos, 2000.

MOHL, N.; ZARB, G.A.; CARLSSON, G.E; RUGH, J.D. **Fundamentos de oclusão**. São Paulo: Quintessence, 1989. 449 p.

MONTOYA, J.I.B. **Distribuição de forças em dentes sob trauma oclusal secundário antes e após a esplintagem** 1979 Tese (Doutorado) – Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Bauru.

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

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

OKESON, J.P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão**. Trad. Milton Edson Miranda. 4. ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000. 500 p.

PETERS, M.C.R.B.; POORT, H.W.; FARAH, J. W. E CRAIG, R.G. Stress analysis of tooth restored with post and core, **Journal of Dental Research**, Washington. v.62, n.6, p.760-763, 1983.

PRZEMIENIECKI, J.S. **Theory of matrix structural analysis**. New York: Dover, 1985. 468p.

RAMFJORD, S. P.; ASH, M. M, **Oclusão**. Trad. de Dioracy F. Vieira. Rio de Janeiro: Interamericana, 1984. 400 p.

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

REZENDE, I. C. B. A relação entre perda de osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente – uma análise tridimensional pelo Método dos Elementos Finitos. 2000. Dissertação (Mestrado) PUCMINAS, Faculdade de Odontologia.

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

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

RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress analysis of the human tooth using a tree-dimensional finite element model. **Journal of Dental Research**, Washington, v. 62, n. 2, p. 82-86, Feb. 1983.

RUBO, J.H.; SOUZA, E.A.C. Em 2001 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**, Washington, v.7, p.186-190, July 1991.
- SANTOS JÚNIOR, J. **Oclusão clínica**: Atlas colorido. São Paulo: Livraria e Editora Santos, 1995. 169p.
- 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. et al. 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, 1999.
- SIMON, J. Biomechanically-induced dental disease. **General Dentistry**, Chicago, v.48, p.598-605, 2000.
- TANNE, K.; TANAKA, E.; SAKUDA, M. Stress distributions in the tmj during clenching in patients with vertical discrepancies of the craniofacial complex. **Journal of Orofacial Pain**, Illinois, v.9, n.2, p.153-160, 1995.
- THRESCHER, R. W.; SAITO, G.E. The stress analysis of human teeth. **Journal Of Biomechanics**, Elmsford, v. 6, n.5, p. 443-449, Sept. 1973.
- TIMOSHENKO, S.P. **Theory of elastic stability**. Londres: McGraw-Hill Book, 1986. 396p.
- VAN EIJDEN, T. M. Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. **Archives of Oral Biology**, New York v.36, n.7, p.535-539, 1991.
- VAN RUIJVEN, L.J.; GIESEN, E.B.W.; VAN EIJDEN, T.M.G.J. Mechanical significance of the trabecular microstructure of the human mandibular condyle **Journal of Dental Research**, Chicago, v. 81, p.706-710, 2002.
- VOLLMER, D.; BOURAUPELL, C.; MAIER, K.; JÄGER, A.. Determination of the centre of resistance in an upper human canine in a idealized tooth model. **European Journal of Orthodontics**, Oxford, v.21, p.633-648, 1999.
- WARD, H.L.; WEINBERG, L.A. An evolution of periodontal splinting. **The Journal of the American Dental Association**, Chicago, v.63, n.1, p.48-54, 1965.
- WAYLER, A.H.; CHAUNCEY, H.H. Impact of complete dentures and impaired natural dentition on masticatory performance and food choice in healthy aging men. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, Saint Louis, v. 49, n. 3, p. 427-33, Mar. 1983.

WEINBERG, L.A.; KRUGER, B. Biomechanical considerations when tooth-supported and implant-supported protheses. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology**, Saint Louis, v.78, n.1, p.22-27, 1994.

WEINBERG, L.A. The Biomechanics of Force Distribution in Implant-Supported Protheses. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, Illinois, v.8, p. 19-31, 1993.

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, p. 169-183, 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 Louis, v.76, p.424-430, 1996.

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

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

ZARB, G.A.; CARLSON, G. E.; SESSLE, B.J.; MOHL, N.D. **Disfunções da articulação temporomandibular e dos músculos da mastigação**. Trad. Maria de Lourdes Giannini. São Paulo: Livraria e Editora Santos, 2000, 624p.