

CARLA APARECIDA SENO PLAZA

**ANÁLISE COMPARATIVA, PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS BIDIMENSIONAL, DAS TENSÕES GERADAS NAS
ESTRUTURAS DE SUPORTE DE PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL
DE EXTREMIDADE LIVRE INFERIOR, EM REBORDO HORIZONTAL
E DESCENDENTE-ASCENDENTE**

São Paulo

2004

Carla Aparecida Seno Plaza

**Análise comparativa, pelo método dos elementos finitos
bidimensional, das tensões geradas nas estruturas de suporte de
Prótese Parcial Removível de extremidade livre inferior, em rebordo
horizontal e descendente-ascendente**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Hamilton Navarro

São Paulo

2004

FOLHA DE APROVAÇÃO

Plaza CAS. Análise comparativa, pelo método dos elementos finitos bidimensional, das tensões geradas nas estruturas de suporte de Prótese Parcial Removível de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal e descendente-ascendente [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, **CARLOS e JUNE**, pelo amor, dedicação, carinho e compreensão, responsáveis pela minha formação.

Ao meu marido, **MARCIO**, pelo apoio, amor e compreensão.

Ao meu irmão, **RODRIGO**, pela amizade.

À minha família,

DEDICO ESTE TRABALHO.

Ao Prof. Dr. **HAMILTON NAVARRO**, meu orientador, pelo apoio e incentivo constante, exemplo de sabedoria e justiça.

Agradeço a **DEUS** por esta conquista em minha vida.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), na pessoa de seu diretor, Prof. Dr. Ney Soares de Araújo.

Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, Presidente da Comissão de Pós-Graduação da FOUSP.

À Prof. Dra. Maria Cecília Miluzzi Yamada, ex-Coordenadora do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária da FOUSP.

Aos Professores da Disciplina de Prótese Parcial Removível da FOUSP, Profs. Drs. Carlos Gil, Bruno Costa, Roberto Stegun e Dalva Cruz Laganá, pela convivência científica compartilhada.

Ao Prof. Dr. Bruno Costa, pelo incentivo, sugestões e ensinamentos que contribuíram para o aperfeiçoamento deste trabalho.

Aos colegas do Curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária pela amizade.

Ao amigo Renato, pelo companheirismo e auxílio durante o trabalho.

Às secretárias Valdinea, Sandra, Regina e Cora, da Secretaria do Departamento de Prótese pela presteza com que exercem suas funções.

Ao Francis, técnico em AUTOCAD, quem desenhou os modelos deste trabalho.

À empresa NCE (Núcleo de Cálculos Especiais S/C Ltda.), em especial aos engenheiros Prof. Dr. Avelino Alves Filho, Sussumu Nohara e Marcel Francisco Bísparo, que realizou a análise de tensões deste trabalho.

Às bibliotecárias Vânia M. B. O. Funaro e Glauci Elaine Damásio Fidelis, do Serviço de Documentação Odontológica da FOUSP, pela normalização e revisão bibliográfica.

À Universidade Paulista – UNIP, na pessoa do diretor do Instituto de Ciências da Saúde, Prof. Dr. Nicolau Tortamano e ao Coordenador do Curso de Odontologia – Campi de Campinas, Prof. Dr. Ângelo Steffano Secco.

Aos amigos e companheiros da UNIP, Eudes, Ricardo, Solimar e Vera pelo apoio e compreensão.

A todos que direta ou indiretamente colaboraram na realização deste trabalho e na minha formação profissional, meus sinceros agradecimentos.

PLAZA CAS. Análise comparativa, pelo método dos elementos finitos bidimensional, das tensões geradas nas estruturas de suporte de Prótese Parcial Removível de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal e descendente-ascendente [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar, pelo método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição das tensões geradas nas estruturas de suporte das próteses parciais removíveis (PPR) - osso cortical, osso esponjoso, fibromucosa e ligamento periodontal, em modelos de arcos parcialmente dentados de extremidade livre inferior, em rebordo horizontal (MA) e descendente-ascendente (MB). Foram confeccionados dois modelos de quadrante de mandíbula em AUTOCAD 2004 (Autodesk Inc., USA), contendo apenas o primeiro pré-molar e rebordo residual, sendo repostos o segundo pré-molar e primeiro molar pela PPR, tendo como dente suporte o primeiro pré-molar com apoio oclusal distal. Posteriormente, foi aplicada carga axial de 100 N nas cúspides dos dentes artificiais da PPR (somente sobre o 1º molar - C1 e somente sobre o 2º pré-molar - C2). Os modelos confeccionados em AUTOCAD foram transferidos para o programa I-DEAS (software de elementos finitos), que discretizou-os e realizou a distribuição das tensões sob as condições de aplicação de carga citadas. Pôde-se observar que no osso esponjoso, a maior deformação e tensão de compressão foram observadas ao redor do dente suporte, principalmente no terço cervical distal para a deformação e no ápice do dente para a tensão de compressão durante a aplicação de carga sobre o segundo pré-molar no rebordo horizontal (0,003 mm e 0,621 N/mm², respectivamente). Já no rebordo

descendente-ascendente, as áreas solicitadas foram as mesmas, apresentando deformação e tensão de compressão máximas de 0,003 mm e 0,609 N/mm². Para a fibromucosa, pode-se notar que no rebordo horizontal, a maior deformação e tensão de compressão ocorreram abaixo do ponto de aplicação de carga, ou seja, no primeiro molar, com valores de 0,137 mm e 0,144 N/mm². No rebordo descendente-ascendente, a área de maior deformação e tensão de compressão localizaram-se na porção ascendente do rebordo em direção do trígono retromolar, com valores de 0,131 mm e 0,122 N/mm², respectivamente. Diante dos limites do presente estudo pode-se concluir que: 1 - O osso cortical apresenta uma concentração de tensões maior que o osso esponjoso; 2 - O osso cortical apresenta uma deformação mais restrita em área que o osso esponjoso; 3 - O rebordo descendente-ascendente com a aplicação de carga sobre o primeiro molar (MB-C1) apresenta a maior deformação da fibromucosa quando comparada à deformação sofrida pelo ligamento periodontal, na proporção de 10:1; 4 - O rebordo descendente-ascendente apresenta uma distribuição de tensões menos favorável que o rebordo horizontal; 5 - A aplicação de carga no primeiro molar gera mais torque sobre o dente para distal do que a aplicação de carga sobre o segundo pré-molar.

Palavras-Chave: Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre - Método dos Elementos Finitos - Análise de Tensões - Rebordo Horizontal - Rebordo Descendente-Ascendente

PLAZA CAS. A two-dimensional finite element analysis of the stress distribution in the supporting structures of a distal extension base removable partial denture over a horizontal and descending/ascending residual ridge [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2004.

ABSTRACT

This study is a two-dimensional finite element analysis (FEA) of the stress distribution in the supporting structures – compact and cancellous bone; periodontal ligament and oral mucosa – for a distal extension base removable partial denture (RPD) modeled on mandibular dental arches with two residual ridge forms: horizontal and descending-ascending. The two experimental quadrant models were developed in the AUTOCAD 2004 (Autodesk Inc., USA), software to include the first premolar as the dental support with a distal occlusal rest; the second premolar and first molar as the artificial teeth inserted on the base over an RPD framework and the residual ridge. These models were discretized on the FEA software (IDEAS, USA) and an axial load of 100 N was applied to the mesh on the artificial teeth cusps either on the first molar (C1) or on the second premolar (C2). It was noticed that, in the cancellous bone, the maximum strain was around the supporting tooth, mainly in the distal cervical third (0.003 mm) while the largest compression tension (CT) was at the tooth apex when the load was applied over the second premolar, with a horizontal residual ridge (0,621 N/mm²). When the ridge was descending-ascending, the areas affected were the same, showing 0,003 mm and 0,609 N/mm², respectively as the maximum displacement and CT. In the oral mucosa, the largest results occurred when the load

application point was over the first molar and the residual ridge was horizontal: 0,137 mm and 0,144 N/mm². The descending-ascending alveolar ridge showed the maximum displacement and CT in the ascending segment of the residual ridge, toward the retromolar trigon, with 0,131 mm and 0,122 N/mm², respectively. Within the constraints of this study, it was concluded that: 1 – The compact bone shows greater stress concentration than the cancellous bone; 2 – The compact bone shows greater area displacement concentration than the cancellous bone; 3 – The descending-ascending residual ridge with the load application on the first molar showed the largest displacement of the oral mucosa when compared to the periodontal ligament displacement with a 10:1 ratio; 4 – The descending-ascending residual ridge had a less favourable stress distribution than its horizontal counterpart; 5 – The load applied on the first molar produced more distal torquing on the supporting tooth than that on the second premolar.

Keywords: Distal Extension Base Removable Partial Denture – Finite Element Method – Stress Analysis – Horizontal Residual Ridge – Descending-Ascending Residual Ridge

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

AF	Análise Fotoelástica
C1	Carregamento 1
C2	Carregamento 2
E	Módulo de Elasticidade
LPD	Ligamento Periodontal
MA	Modelo com rebordo horizontal
MB	Modelo com rebordo descendente-ascendente
MEF	Método de Elemento Finito
OC	Osso Cortical
OE	Osso Esponjoso
PPR	Prótese Parcial Removível
PPREL	Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre
TC	Tensão de Compressão
TMP	Tensão Mínima Principal
TMXP	Tensão Máxima Principal
TT	Tensão de Tração
ν	Coefficiente de Poisson

LISTA DE SÍMBOLOS

mm	Milímetros
N/mm ²	Newton por milímetro cuadrado
Gpa	Giga Pascal

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
2.1 Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre	19
2.2 Inter-relação entre Periodontia e Prótese.....	38
2.3 Análise Fotoelástica	41
2.4 Método dos Elementos Finitos	44
3 PROPOSIÇÃO	59
4 MATERIAL E MÉTODOS	60
5 RESULTADOS	82
6 DISCUSSÃO	138
7 CONCLUSÕES	155
REFERÊNCIAS	156
APÊNDICES	165

1 INTRODUÇÃO

A Prótese Parcial Removível (PPR) possui papel fundamental no tratamento de pacientes parcialmente dentados, que apresentam espaços edêntulos extensos, principalmente aqueles que não possuem suporte dental posterior (Classes I e II de Kennedy). Segundo Curtis et al. (1992), aproximadamente 70% dos arcos inferiores reabilitados com prótese parcial removível são de extremidade livre, uni ou bilaterais.

As próteses confeccionadas para Classes I e II de Kennedy são consideradas dentomucoso-suportadas e mucosodento-suportadas, já que utilizam duas vias de suporte, de naturezas diferentes, para transmissão de carga às estruturas remanescentes: dentes e fibromucosa (TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996).

Em condições normais, os dentes remanescentes apresentam capacidade de movimentação dentro do alvéolo, graças à presença do ligamento periodontal, em média de 0,1 mm, segundo Biaggi e Elbrecht (s.d.). Números muito acima deste, caracterizam condições periodontais patológicas.

Já a resiliência da fibromucosa, ou seja, sua capacidade de deformação varia de um rebordo para outro e mesmo em diferentes pontos de um mesmo rebordo, sendo encontrados registros na literatura de variações na resiliência de 0,4 mm (BIAGGI; ELBRECHT, s.d.) até 3-4 mm (SAIZAR, 1958), dependendo da espessura e flacidez da fibromucosa. Entretanto, Fava (1960) e Rebóssio (1963) estabeleceram um valor médio de 1,3 mm.

À medida que aumenta a perda dental, a participação da fibromucosa no suporte da prótese parcial removível aumenta, configurando os casos de

alavanca posterior, onde se cria um movimento de rotação, com eixo que passa sobre os descansos dos últimos dentes suportes, quando forças oclusais são aplicadas sobre a mesma. Esta rotação pode induzir forças horizontais e, principalmente laterais desfavoráveis, podendo levar ao aparecimento de problemas periodontais, como: perda de suporte, mobilidade e reabsorção óssea no rebordo residual sob a sela da prótese (TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996).

As cargas aplicadas durante a mastigação nos dentes artificiais chegam primeiramente à fibromucosa. No entanto, o verdadeiro suporte é o osso alveolar (APPLEGATE, 1961; REBÓSSIO, 1963). Segundo Elbrecht (1943), o braço de alavanca da extremidade livre não está suspenso, mas descansa sobre a crista alveolar, interposta pela mucosa gengival.

Num plano sagital, a crista alveolar pode apresentar inclinações que foram classificadas em quatro formas: rebordo horizontal, ascendente distal, descendente distal e descendente-ascendente (ELBRECHT, 1943). Quando cargas mastigatórias são aplicadas em plano inclinado, como é o caso de rebordos descendente-ascendente e descendente distal, formam duas resultantes de força, mecanicamente indesejáveis (STEWART; RUDD; KUEBKER, 1983).

Assim, a preservação dos dentes remanescentes deve ser considerada como objetivo principal durante o processo de reabilitação, mais do que a substituição dos dentes ausentes, fazendo-se necessária uma análise detalhada de todas as estruturas envolvidas e planejamento do aparelho, para que a reabilitação não seja fadada ao fracasso, com a perda de novos elementos dentários e reabsorção óssea da região de rebordo residual a médio e longo prazo.

Ao se construir uma prótese parcial removível, deve-se levar em consideração que os dentes suportes recebem uma carga adicional durante a função,

correspondente aos dentes ausentes. Desta forma, durante o planejamento da prótese, a análise do equilíbrio entre a distribuição das cargas acrescidas e a capacidade do periodonto de sustentação em suportá-las é de extrema importância. Assim, a distribuição de tais cargas sobre os dentes suportes, dependendo de um planejamento correto ou não, pode variar desde um estímulo fisiológico até o estabelecimento de uma patologia (TARGAS, 2001).

Neste contexto, a premissa básica da prótese dentária deve ser manter o equilíbrio entre a saúde das estruturas presentes e a função do sistema estomatognático, proporcionando estética e conforto durante o uso do aparelho protético (NAVARRO, 1988).

Como as PPR de extremidade livre podem produzir danos às estruturas dos dentes suportes e tecidos adjacentes, quando mal planejadas ou executadas, é fundamental que se investigue como as tensões desenvolvidas durante o ato mastigatório as afetam.

Para isso, o método dos elementos finitos, inicialmente desenvolvido na engenharia para a indústria aeroespacial (TURNER et al., 1956), teve seu uso ampliado para outras áreas de pesquisa, inclusive com aplicação na biomecânica das próteses dentárias (FARAH; CRAIG; SIRARSKIE, 1973). Neste campo, tem-se mostrado bastante eficaz para examinar complexos comportamentos mecânicos de próteses e estruturas circunvizinhas, sujeitas às forças oclusais que são, difíceis de serem determinadas (LAGANÁ, 1996; LACERDA, 1999).

Desta forma, este trabalho teve como objetivo analisar a distribuição de tensões nas estruturas de suporte, ou seja, ao redor do dente suporte e na região de rebordo residual sob a sela da prótese, em modelos de prótese parcial removível de extremidade livre (PPREL) convencional, apoiadas sobre rebordo horizontal e

descendente-ascendente, em diferentes condições de aplicação de carga axial de 100 N.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão da literatura está subdividida em tópicos de acordo com os assuntos pertinentes ao estudo para melhor entendimento didático: Prótese Parcial Removível de extremidade livre, inter-relação entre Periodontia e Prótese, Análise Fotoelástica e Método dos Elementos Finitos.

2.1 Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre

Elbrecht (1943) levou em consideração a inclinação sagital da crista alveolar em caso de PPR de extremidade livre. A sua posição em relação ao plano oclusal permite classificar as PPR de extremidade livre em 4 tipos principais: 1. Crista com orientação horizontal - neste caso a prótese conserva sua posição sobre um rebordo horizontal onde a carga será transmitida verticalmente, perpendicular ao rebordo; 2. Com inclinação descendente distal - neste caso a prótese se apóia em um plano inclinado que na incidência de uma carga vertical, a tendência do desalojamento será para distal seguindo a orientação do rebordo; 3. Com inclinação ascendente distal - na incidência de uma carga vertical a tendência do desalojamento se dá para mesial em direção aos dentes pilares; 4. Crista alveolar com forma côncava (rebordo descendente-ascendente) - representa a combinação dos casos da crista alveolar descendente distal com a crista alveolar ascendente distal, respectivamente. Ainda faz considerações a respeito da diferença

biomecânica da recepção de cargas entre dentes e fibromucosa. Segundo o autor, assim como o periodonto é considerado um tecido elástico entre dente e processo alveolar, a mucosa forma do mesmo modo um coxim elástico entre a PPR e o rebordo remanescente. Ao ser executado um esforço sobre o dente artificial não ocorrerá carga de tração, produzindo uma compressão dos tecidos moles, podendo gerar desconforto quando aplicada uma carga de compressão maior. Há um outro fator desfavorável que está relacionado com a fibromucosa, que é o fato desta não apresentar uniformidade de espessura e compressibilidade, de tal modo que alguns pontos são capazes de suportar uma carga maior que outros. Isso levou o autor a deduzir que o dente natural, munido de periodonto, admite uma maior pressão que o dente artificial.

Schmidt (1953) estudou o planejamento e desenho de PPRs e observou que boas próteses são resultado de: 1. exame geral da boca com radiografias; 2. tratamento periodontal e remoção de dentes com prognóstico duvidoso; 3. restauração de lesões de cárie; 4. obtenção de modelos de estudo articulados; 5. desenho do aparelho nos modelos de estudo e preparo de descansos oclusais e dentes por desgaste; 6. obtenção de um modelo acurado após o preparo dos dentes. Em súpula, o sucesso de uma PPR é relacionado com a tríade planejamento-desenho-construção.

Weinberg (1956) estudou a força lateral em relação à base da prótese e desenho dos grampos em PPR. Relatou que força lateral em estruturas metálicas de PPR inicia dois componentes de torque: rotação vertical, perpendicular ao plano oclusal e rotação horizontal, paralelo ao plano oclusal. A distribuição destas forças sobre as estruturas de suporte depende de muitos fatores, como: localização da sela, tipo de conector maior, desenho e adaptação do grampo, mobilidade e

tamanho dos dentes suportes, resiliência da estrutura metálica e altura do osso alveolar. Entretanto, um acurado exame clínico, radiografias e modelos de estudo, permitem avaliar a resistência relativa de cada dente em relação aos vários tipos de forças exercidas sobre estes.

Perry (1956) estudou a filosofia de desenho de PPRs e percebeu que existem alguns requisitos básicos devem ser encontrados no aparelho para funcionar adequadamente e com conforto para o paciente: 1. Suporte; 2. Estabilidade; 3. Retenção e 4. Estética.

Kaires (1956) estudou, laboratorialmente, o efeito do desenho de PPR na distribuição de força bilateral, em relação ao movimento dos dentes suportes e relacionou com a resiliência dos tecidos. Baseado nos achados deste estudo, pôde-se concluir que a máxima cobertura dos tecidos pela base da prótese demonstrou ser efetiva para suportar cargas tanto verticais quanto horizontais.

Frechette (1956), investigou *in vitro*, o efeito do desenho da PPR na magnitude da força e direção do movimento horizontal do dente suporte, durante aplicação de carga. O autor utilizou sete planejamentos diferentes, e em cada um alterou número de descansos, utilização de chapeado lingual, grampo contínuo de Kennedy, barra lingual rígida, barra lingual mais flexível (menor largura) e diminuição da área chapeável. A aplicação de carga e o movimento dos dentes foram fortemente influenciados pelo número de descansos, contorno e rigidez dos conectores, e extensão das bases. Os estudos, conforme conclusão do autor, deveriam ser direcionados no sentido de desenvolver planejamentos compatíveis com a tolerância das estruturas de suporte, mostrando como a distribuição da força pode ser controlada pelo operador.

Hindels (1957) afirmou que as cargas que são recebidas pelos dentes artificiais durante a mastigação em uma PPREL são transmitidas pela base da prótese e pelas várias partes do grampo que está em contato com as estruturas anatômicas. Sendo assim, em uma prótese sem grampos e apoios, quando aplicada uma carga mastigatória, a prótese se moverá em direção aos tecidos, determinando um deslocamento da fibromucosa subjacente, na mesma direção da aplicação da carga, distribuindo a força a toda a área de osso subjacente. Porém, se a prótese possuir grampos e apoios, a carga será transmitida ao dente suporte e parte do osso abaixo da PPR, com o apoio funcionando como um fulcro de rotação juntamente com o braço do grampo na área retentiva do dente.

Para Saizar (1958), a base da PPREL deve recobrir todo o contorno da área chapeável, da mesma forma como as próteses totais, estendendo-se, inclusive, até a papila retromolar. A fim de reduzir as pressões, o autor sugere a ausência dos segundos molares.

A forma do rebordo residual, conforme afirmou Metty (1958), não pode ser avaliada pela análise visual. Quando a palpação é realizada, revela-se a verdadeira forma do osso, com a espessura da fibromucosa variando, ponto a ponto, sob a PPR. Além das características deste tecido variar com a espessura, pode haver um coxim de tecido denso e fibroso, ou um coxim de tecido vascular, adiposo ou ainda de tecido glandular. O sistema circulatório, com pequenos vasos e capilares conectados a fibromucosa e osso subjacente também empresta características a este tecido. Apesar do conteúdo fluido não ser compressível à carga de choque, irá se comportar como material compressível sob pressão prolongada, devido ao abundante suprimento de escape e retorno venoso.

Segundo Applegate (1960), as áreas edentadas de classe I e II de Kennedy e o tecido ósseo subjacente tornam-se atroficas devido à falta de uso. Ocorre uma redução do osso em altura e forma, sendo este incapaz de tolerar o súbito retorno de demanda da função, quando da instalação da PPR. Desta forma, esse osso, após longos anos de desuso, quando for submetido às pressões da base da prótese, sofrerá um processo de reabsorção intenso e rápido, sobrecarregando o dente suporte.

Carlsson, Hedegård e Koivuma (1961) ressaltaram que o principal problema nos casos de extremidade livre é o duplo suporte: mucosa e dentes. O periodonto suporta forças axiais sem efeitos danosos. Pequenas forças laterais, entretanto, podem levar ao colapso do mesmo. Em relação ao osso alveolar, este suporta mais facilmente forças de tensão do que de compressão. Em estudo clínico longitudinal, os efeitos da PPREL nos tecidos de suporte foram avaliados em 54 pacientes após 48 meses da instalação do aparelho, sendo que os autores relataram que ocorreram mudanças na mucosa, tais como reações inflamatórias marginais. Pôde ser observado, também, que houve aumento na mobilidade dos dentes suportes. As reações ficaram mais evidentes em pacientes com higiene oral deficiente e em dentes restaurados com coroas. Nos retentores indiretos, os danos foram menos freqüentes. O principal fator para a perda dos contatos oclusais foi devido à reabsorção óssea.

Lytle (1962) estudou o deslocamento da fibromucosa sob próteses parciais removíveis e próteses totais. A fibromucosa tem função mecânica e fisiológica. Mecanicamente, atuam como uma almofada, na qual as tensões das próteses são transferidas ao osso suporte. Fisiologicamente, os vasos sanguíneos da fibromucosa proporcionam nutrição ao osso que suporta a prótese. Segundo seu estudo, pôde-se

concluir que: 1. As próteses ideais são as que provocam o menor deslocamento da fibromucosa; 2. Para minimizar este deslocamento, a base da prótese deve recobrir a máxima área sem interferir na movimentação dos tecidos moles na borda da prótese e contatos interferentes devem ser eliminados; 3. PPR devem ter seus descansos colocados estrategicamente sobre os dentes naturais; 4. Rebordos com PPR mal adaptadas que causem grande deslocamento de fibromucosa, devem aguardar algumas horas para que o tecido retorne a posição de repouso antes da moldagem.

Christensen (1962) afirmou que o meio mais fácil de aliviar as forças mastigatórias sobre o rebordo e melhorar a distribuição das forças oclusais sobre o mesmo, seria reduzir a superfície oclusal e o número de dentes artificiais, nos casos de PPREL inferior, quando possível. Além disso, dever-se-ia utilizar bases extensas, atingindo a papila retromolar distalmente e respeitar as inserções musculares por vestibular do rebordo.

O efeito do posicionamento dos apoios em um dente suporte de PPREL foi estudado por Kratochvil (1963). A colocação de um apoio na mesial do suporte, segundo o autor, faz com que a prótese se mova mais perpendicularmente ao rebordo residual. Assim, a carga é aplicada mais uniformemente sobre a fibromucosa, por intermédio da base da prótese, aumentando o suporte por esses tecidos. Quando o apoio encontra-se por distal do dente suporte, a PPREL se movimenta num arco que foge da perpendicular da fibromucosa, chegando a ficar quase paralela na proximidade do dente suporte, diminuindo o suporte mucoso. O apoio mesializado permite que o tecido gengival adjacente ao dente mais posterior seja menos pinçado ou estrangulado. O autor ressalta que o apoio distal tende a distalizar ou “arrancar” o dente suporte de seu alvéolo, ao contrário do apoio mesial,

que tende a mesializar o dente, criando condições para que os dentes anteriores ajudem a opor-se à força transmitida.

Em um modelo experimental de PPREL, Hekneby (1967) analisou a transmissão de forças tanto nos dentes suportes como na própria prótese. O autor construiu um aparato, onde os dentes de canino a canino inferiores foram fixados com resina, tendo uma camada de silicone ao redor das raízes desses dentes. O rebordo residual recebeu um material à base de borracha (mercaptana), com diferentes espessuras (4 e 1,4mm). A força foi controlada por um dinamômetro. Diferentes cargas foram aplicadas nos dentes artificiais e pôde-se observar, entre outros fatores importantes, que a inclinação do rebordo residual, no plano sagital, teve influência na transmissão de forças para o dente suporte, quando da aplicação de carga na região da extremidade livre.

Matsumoto e Goto (1970) realizaram um estudo experimental, no qual analisaram a distribuição de força em PPR de extremidade livre unilateral. Neste estudo, foi determinado a quantidade de movimento do dente suporte, resultante da aplicação de força lateral quando a PPR era colocada num modelo simulado, construído com metil metacrilato e silicona. Dispositivos especiais foram usados para medir a mobilidade dental. Os resultados mostraram que: 1. força lateral aplicada diretamente sobre os dentes suportes é sensivelmente reduzida pelo uso de PPR; 2. o dente suporte mais próximo da sela da prótese recebeu o valor mais alto de distribuição de força; 3. o desenho de próteses parciais bilaterais apresentou maior resistência contra forças laterais.

Matsumoto (1971) avaliou a relação entre o padrão da mesa oclusal e a transmissão de força lateral aos dentes suportes em PPR de extremidade livre unilateral. Para este estudo, foi construído um modelo experimental, simulando as

condições de resiliência da fibromucosa e mobilidade dental, sendo que medidores de aplicação de força e mobilidade dental foram instalados na região de rebordo residual, na crista óssea, vertente vestibular e lingual. De acordo com os resultados obtidos, concluíram que: 1. força vertical na direção da crista alveolar foi a que apresentou melhor distribuição de carga; 2. redução da mesa oclusal no sentido buco-lingual, especialmente na região distal, reduziu a transmissão de força lateral aos dentes suportes; 3. força lateral contra PPR de extremidade livre unilateral apresentou efeito deletério sobre os dentes suportes indiretos; 4. a quantidade de movimentação da sela foi influenciada pela localização dos pontos de aplicação de carga.

Cecconi, Asgar e Dootz, em 1971, por meio de estudo laboratorial, observaram o efeito da inclinação sagital do rebordo residual na aplicação de carga uni e bilateral no movimento do dente suporte adjacente ao espaço protético. Um modelo com dois graus diferentes de inclinação de rebordo foi utilizado – relativamente plano e inclinação de 45°, com a colocação do apoio oclusal por distal em ambos os modelos, sendo carregada uni e bilateralmente. Entre outros resultados, os autores obtiveram que a inclinação no plano sagital altera a direção e magnitude do movimento do dente suporte, sendo essa movimentação em direção mesial em ambos os casos, mas a magnitude do movimento foi maior quando a aplicação de carga foi bilateral.

Atwood e Coy (1971) analisaram a reabsorção do rebordo residual de 76 pacientes edentados, com uma média de 65,2 anos, por meio de estudo clínico, cefalométrico e densitométrico. Segundo seus achados, o grau de reabsorção foi, na média, de 0,1mm na maxila e 0,4mm por ano na mandíbula, em 65% dos indivíduos. Os autores definiram a reabsorção do rebordo residual como uma doença crônica,

progressiva, irreversível, desconfortável e, provavelmente, de origem multifatorial. Observaram, também, uma pequena correlação dessa doença com o sexo do paciente (menor em homens), idade, tempo pós-extração, uso diário da prótese e distância interoclusal (levemente maior quanto maior a distância).

Cecconi, Asgar e Dootz (1972) relataram que o movimento da sela de uma PPR de extremidade livre, durante a função, contribuiu para gerar torque nos dentes pilares. Quatro fatores devem ser levados em consideração no movimento de uma PPR de extremidade livre: a direção e tipo de carga, o ângulo do rebordo residual e adaptação da sela.

Nally (1973) relatou que a fibromucosa não é um tecido elástico, devido a ausência de fibras elásticas. O comportamento da mucosa gengival é por natureza viscoelástico, que significa que a deformação varia de acordo com o tempo de aplicação e intensidade da carga. Por esta razão, moldagens realizadas logo após a remoção de próteses são totalmente diferentes daquela feita horas após a remoção do aparelho. A espessura total da fibromucosa é mais delgada sob próteses bem adaptadas e mais espessa em próteses mal adaptadas, sendo que apresenta-se mais queratinizada com o uso de próteses.

Os fatores sistêmicos e locais contribuem para a remodelação óssea, conforme afirmaram Beerstecher Jr. e Bell (1974). Entre os fatores locais, a pressão é de grande significado. Quando uma pressão excessiva interfere na circulação sanguínea da fibromucosa e do osso alveolar, inicia-se o processo de descalcificação sobre a superfície óssea. Quando esse processo é contínuo, há perda de osso, que inicialmente é reversível, tornando-se posteriormente, irreversível, em função desse mecanismo fisiológico.

Pietrokovski (1975) observou que o osso residual passa por mudanças morfológicas após a extração do dente e atinge um estado de estabilidade em 8 a 10 semanas. Após esse período, o processo de remodelação não pára completamente. A morfologia do rebordo residual pode ser marcada por fatores como o desgaste das próteses, hábitos mastigatórios e/ou problemas sistêmicos, devido à reabsorção e aposição do osso de suporte. O autor estudou, macroscópica e radiograficamente, crânios humanos de 129 adultos que perderam os dentes e constatou que o osso do rebordo residual pode ser considerado, na sua essência, de densidade intermediária, isto é, está situado entre o tipo trabecular da parte interna e cortical da placa externa da mandíbula. O autor relatou ainda que, quando as forças oclusais são transmitidas por meio das bases da PPR, o osso abaixo da base responde com pressão ou tração, de diferentes formas e velocidade, de acordo com a estrutura interna do próprio osso.

Shibuya (1975) avaliou o deslocamento do dente suporte e da sela de PPR de extremidade livre mandibular, usando vários tipos de retentores, quando da aplicação de carga vertical de 500 g em sete pontos diferentes da mesa oclusal. No total, foram testados 15 modelos com PPR de extremidade livre diferentes, utilizando 4 tipos de encaixes pré-fabricados. Dispositivos medidores de tensão foram instalados nos modelos para medir a extensão do deslocamento do dente e movimento da sela. Os resultados encontrados foram: 1. a força transmitida ao dente suporte e rebordo residual foi afetada pela seleção dos retentores diretos, pela esplintagem dos dentes suportes, uso de retentores indiretos, pela variação no tamanho e forma da mesa oclusal sobre a sela; 2. a força lateral sobre o dente suporte e o movimento da sela foram reduzidos efetivamente pelo uso de retentores indiretos mais do que a esplintagem de dentes; 3. a redução da mesa oclusal no

sentido vestibulo-lingual estabilizou melhor a sela e reduziu significativamente a tensão lateral sobre os dentes suportes.

Maxfield, Nicholls e Smith (1978), realizaram um estudo com dois pacientes do sexo feminino, utilizando PPREL bilateral inferior e com antagonista prótese total. Foram inseridos medidores para avaliar as forças aplicadas nos dentes pilares. Os autores puderam concluir que a adaptação da sela no rebordo residual é um excelente meio para prover o máximo de suporte, aumentando o conforto para o paciente e diminuindo as forças sobre os dentes suportes da PPR.

Vahidi (1979) conduziu um estudo *in vivo* em 10 pacientes, comparando o deslocamento tecidual em PPRs de extremidade livre provocado por diferentes moldagens e materiais: 1. técnica de impressão funcional com moldeira individual e cera fluida Korecta descrita por Applegate; 2. técnica de impressão única com mercaptana em moldeira de estoque; 3. técnica de impressão mucostática com hidrocolóide irreversível em moldeira de estoque (usado como controle). Os resultados mostraram uma diferença estatisticamente significativa no deslocamento tecidual, sendo maior na moldagem com a cera, seguido pela mercaptana e por último o hidrocolóide. Este deslocamento também depende da resiliência dos tecidos, proximidade do dente suporte, natureza do material de impressão e características histológicas do tecido.

Três sistemas de grampos foram avaliados por Tebrock et al. (1979). Cinco pacientes participaram desse estudo, e mensurações da mobilidade dos dentes suportes foram realizadas. Os dados obtidos foram comparados com estudos de referência, estabelecidos previamente e analisados estatisticamente. Os achados sugeriram que: 1. não houve diferença na mobilidade dentária do dente suporte durante o período de teste de quatro semanas nos três sistemas de grampos. O fator

relevante pode ser a adaptação da sela sobre o rebordo residual que fornece estabilidade, para prevenir o aumento da mobilidade do suporte; 2. uma pequena mobilidade apresentou-se em direção vestibular apenas, ou em direção à flexibilidade do braço de retenção dos grampos. Não houve nenhuma mudança na mobilidade em direção à lingual; 3. todos os pacientes escolheram o grampo em I como desenho de eleição para a PPREL, devido ao aumento da resistência ao deslocamento da mesma. Retornos periódicos em casos de PPREL são obrigatórios para garantir a melhor distribuição de tensões e prevenir o aumento na mobilidade do dente suporte .

Segundo Henderson e Steffel (1979), a extremidade livre não só depende do rebordo alveolar para sua sustentação como também de obter dele a sua retenção, que é somada à retenção direta, a qual impede que a prótese se eleve do rebordo. A sustentação dada pelo rebordo alveolar torna-se tanto maior quanto for a distância do último dente suporte e dependerá dos seguintes fatores: 1. qualidade do rebordo residual; 2. extensão do mesmo recoberto pela base da PPREL; 3. tipo e fidelidade das moldagens; 4. adaptação da base da prótese; 5. desenho da estrutura metálica; 6. carga oclusal. O rebordo residual ideal, conforme afirmam os autores, deveria ser constituído por osso cortical que estivesse recobrindo um osso esponjoso relativamente denso, uma crista achatada e larga e, que apresentasse emergências verticais e fosse recoberta por tecido conjuntivo fibroso denso, firme e imóvel. Desta forma, o rebordo suportaria os esforços horizontais e verticais. Acrescentam, ainda, que o maior fator de preservação das estruturas de suporte e estruturas circunvizinhas, é a harmonia oclusal entre PPREL e seu arco antagonista.

Diferentes posições de apoio e desenhos de grampos para PPREL foram investigadas por MacCartney (1980), quanto à magnitude e direção de forças

transmitidas aos dentes suportes. Nesse estudo, as cargas foram transmitidas verticalmente na extensão da base da prótese. Foi constatado que menos força era transmitida ao dente suporte, quando o apoio se encontrava por mesial em comparação à posição do apoio por distal. A mensuração da transmissão de forças foi realizada com um manômetro e o movimento verificado com um bastão acoplado à coroa do dente suporte, ambos intraoralmente.

Bem-Ur, Helft e Serebro (1983) observaram que o posicionamento distal do descanso oclusal em PPREL previne a impactação alimentar entre a prótese e o dente suporte. Todavia, o posicionamento mesial leva a uma série de vantagens: 1. melhor suporte para a base da prótese, pois, quanto maior a distância entre o eixo de rotação e a sela da extremidade livre, mais vertical será o movimento e menor será a pressão nos tecidos moles. 2. previne um movimento distal do dente e abertura do contato interproximal entre o suporte e o dente mesial a este, o que poderia resultar em perda óssea e perda da relação oclusal.

Em uma investigação laboratorial, Feingold, Grant e Johnson (1984) simularam o efeito da aplicação de carga de 1,4Kg em uma PPREL. Os movimentos do dente suporte e da sela foram monitorados utilizando-se técnica fotográfica com duas câmeras. O dente suporte era o pré-molar inferior e o rebordo residual apresentava uma ascendência distal de 9° , e próximo à região retromolar de 54° . Os autores puderam concluir que: 1. o desenho do grampo afeta a magnitude e a direção do movimento do dente suporte; 2. cargas aplicadas na sela são transmitidas por meio dos componentes do grampo e do apoio oclusal; 3. a direção do movimento do dente suporte não foi relacionada à posição do descanso oclusal (mesial ou distal).

Monteith (1984) estudou a diferença de resiliência entre a fibromucosa e os dentes suportes sob carga oclusal em casos de próteses parciais removíveis de extremidade livre e verificou grande disparidade de reação viscoelástica dos suportes (25 vezes), indicando a necessidade de aplicação de alguns conceitos no desenho e confecção da prótese para solucionar este problema: uso de conexão elástica, moldagem mucostática seguida de moldagem funcional e avaliação de colocação de implantes na região edentada distal.

É comum afirmar que as PPREL rotacionam ao redor dos apoios dos dentes suportes, segundo Berg (1985), quando a sela sofre aplicação de carga sobre a superfície oclusal. Esta rotação pode expor os dentes suportes a um torque distal que, potencialmente, danifica o periodonto. Muitos esforços são freqüentemente realizados para contrabalançar esses efeitos nocivos. Estudos longitudinais indicam que um prognóstico periodontal favorável pode ser esperado nestes casos, se algumas condições forem seguidas. Os problemas periodontais devem ser tratados e uma adequada higiene oral deve ser estabelecida, antes da instalação da prótese. A saúde periodontal, bem como a higiene, devem ser mantidas por retornos regulares do paciente, conforme afirma o autor. Durante esses retornos, possíveis defeitos de origem protética podem ser diagnosticados e medidas necessárias implementadas.

Feingold, Grant e Johnson (1988), usando um modelo laboratorial simulando uma PPR inferior de extremidade livre, estudaram o efeito da variação do ângulo da crista do rebordo alveolar residual e do posicionamento dos descansos oclusais (mesial e distal) no movimento horizontal dos dentes pilares e da sela. A quantidade de movimento foi medida por visualização fotográfica com dupla exposição. Observaram que: 1. a inclinação do rebordo residual afeta a direção e a

magnitude do movimento do dente pilar; 2. rebordo horizontal ou com 0° de inclinação teve direção predominante de movimento do dente pilar para a distal; 3. não foi observada correlação entre a posição do descanso e a direção de movimento do dente pilar; 4. o desenho do grampo afeta a magnitude do movimento da sela e do dente pilar; 5. a carga aplicada na sela é transmitida pelos componentes do grampo e descansos oclusais.

Cinco pares de PPREL com diferentes desenhos foram construídos na mesma mandíbula humana seca, em estudo realizado por Pezzoli et al (1993). A técnica de interferometria holográfica foi utilizada para comparar as características de cada prótese quanto à distribuição de cargas. Entre as próteses testadas, aquelas com grampos RPI e “back-action”, com apoios por mesial, apresentaram melhores resultados de distribuição das cargas do ponto de vista mecânico. O uso do grampo de Ackers resultou em um comportamento desfavorável nessa distribuição. O desenho do RPA e as próteses que apresentaram apoios MOD obtiveram resultados intermediários. Como conclusão, destacaram-se os seguintes aspectos: os apoios mesiais resultaram num melhor comportamento biomecânico do que os distais; entre os grampos com apoios mesiais, os melhores resultados foram obtidos com grampo em I associado a uma placa proximal.

Devlin, Sloan e Path (1994) compararam o grau de formação e reabsorção do osso alveolar e basal da mandíbula de 17 cadáveres, isentos de osteoporose, com amostras da crista do osso ilíaco. Os resultados foram conclusivos que a superfície periostal da crista alveolar da mandíbula sofreu uma reabsorção contínua com pequena evidência de deposição. A crista alveolar estava conseqüentemente irregular, com as cavidades reabsorvidas, freqüentemente ocupadas por osteoclastos.

Karaagaçlioglu e Ozklan (1994) investigaram a redução da altura do osso mandibular em relação à idade e ao tempo de edentulismo. Observaram, por meio de radiografias panorâmicas, em 120 homens usuários de prótese total, a estimativa da altura original do processo alveolar, conforme a metodologia desenvolvida por Wical e Swoope (1974). Os autores obtiveram resultados que indicam que a quantidade de redução da altura mandibular aumentou no grupo mais idoso. A reabsorção detectada foi maior no estágio inicial do edentulismo e menor com o passar do tempo.

Klemetti (1996) estudou a reabsorção do rebordo residual em relação à densidade óssea em pacientes edêntulos. O autor enfatizou que os achados clínicos mostraram que a reabsorção ocorre no processo alveolar, onde as raízes dos dentes estavam situadas, deixando a porção basal intacta. No entanto, a densidade óssea da área basal, ao ser comparada radiologicamente, mostrou-se diminuída, mesmo o indivíduo não apresentando osteoporose em outras áreas do corpo, provavelmente pelo impacto da função muscular. Segundo o autor, com o avanço da idade e progressiva atrofia do rebordo, a função muscular decresce para proteger as estruturas ósseas do rebordo, especialmente na mandíbula: o volume do rebordo e a densidade óssea diminuem como resultado da diminuição da função. Por outro lado, em indivíduos com maior densidade óssea na mandíbula, potente atividade muscular pode causar suficiente pressão contra o rebordo e provocar, também, a reabsorção do rebordo residual.

Todescan, Silva e Silva (1996) relataram que a espessura da fibromucosa pode variar de acordo com a região considerada. Dependendo desse fator, a fibromucosa pode apresentar-se de consistência dura, compressível ou flácida. Os autores ainda afirmaram que o rebordo residual resulta da cicatrização do processo

alveolar, após a perda dos dentes e preenchimento do alvéolo e cicatrização da fibromucosa. Ele é formado por uma crista que é considerada zona principal de suporte da prótese, e duas vertentes (vestibular e lingual), consideradas regiões secundárias. A região de suporte principal deve neutralizar as cargas verticais, e as secundárias deverão neutralizar as cargas horizontais. Em relação ao prognóstico dos quatro tipos de rebordos, apresentados por Elbrecht (1943), os autores acreditam que o rebordo horizontal fornece uma distribuição equânime das cargas mastigatórias. No ascendente distal, a resultante seria para mesial, anulada pelos dentes anteriores. Dessa forma, os dois rebordos citados resultariam em um bom prognóstico. Os outros dois tipos de rebordo (descendente distal e descendente-ascendente) levariam à decomposição das forças, cuja resultante viria a tracionar a prótese para distal.

Os fatores relacionados com a reabsorção do rebordo residual, de acordo com Xie, Ainamo e Tilvis (1997), estão classificados em dois grupos, denominados sistêmicos e locais. Os fatores locais consistem em: condição do processo alveolar após a extração do dente (qualidade, tamanho e forma do rebordo), tempo de edentulismo e força de mordida transmitida ao processo alveolar por meio da prótese. Dentre os fatores sistêmicos, estão a idade, o sexo, a absorção de cálcio e osteoporose, que são repetidamente associados à atrofia mandibular. Em um estudo longitudinal, os autores examinaram a associação entre reabsorção do rebordo residual com os fatores sistêmicos em 177 pacientes, sendo 43 homens e 134 mulheres, com idade entre 76 e 81 anos. A reabsorção maxilar e mandibular foi acompanhada por radiografias panorâmicas. Os efeitos da idade, sexo, fumo, álcool, índice de massa corporal e certas doenças sistêmicas dos pacientes na reabsorção, foram investigados. As reabsorções foram classificadas em leve, moderada e

severa. Após a separação dos pacientes por idade e tempo de edentulismo, as mulheres mais idosas apresentaram maior redução de rebordo mandibular do que os homens. Os pacientes mais idosos com asma mostraram alto risco de redução severa na mandíbula, provavelmente pelo uso de corticosteróides. O mesmo não ocorreu em pacientes que ingeriam álcool. O sexo feminino, nesse estudo, é confirmado como maior fator para atrofia mandibular.

Igarashi et al. (1999) estudaram, *in vivo*, a distribuição de tensões e a mobilidade dos dentes suportes em 2 casos de próteses parciais removíveis classe I de Kennedy, sendo que para cada caso foram construídas três próteses com diferentes retentores: grampo trefilado, grampo circunferencial simples de Ackers e coroa telescópica. De acordo com os resultados obtidos, observaram que o grampo trefilado causou maior mobilidade no dente suporte e maior participação do rebordo no recebimento das cargas, sendo seguido pelo grampo de Ackers e coroa telescópica. Desta forma, concluiu-se que 1. diferentes retentores influenciam na distribuição da carga oclusal; 2. a distribuição das cargas oclusais está intimamente relacionada com a rigidez dos conectores e 3. suporte mucoso é indispensável na divisão das cargas com os dentes suportes, mesmo com retentores rígidos, como é o caso da coroa telescópica.

Guedes (2000) analisou o comportamento biomecânico do sistema fibromucoso em pacientes portadores de PPR de extremidade livre inferior, devido a diferença da resposta entre a resiliência da fibromucosa e da movimentação do dente adjacente no seu alvéolo, como também pelo aumento da atividade na recepção de cargas, à medida que se perdem os dentes. Neste sentido, a conformação anatômica do osso residual da área desdentada, influencia diretamente a recepção das forças aplicadas, pelo fato de haver formação de sistemas

mecânicos de alavancas e planos inclinados, que traz conseqüências indesejáveis pela potencialização de cargas e pelo prejuízo da resposta do osso residual e do dente suporte adjacente ao espaço protético. Esta pesquisa teve por finalidade constatar a prevalência dos tipos de rebordos residuais de extremidades livres inferiores no plano sagital, correlacionando fatores que poderiam influenciar a reabsorção do rebordo residual. A metodologia utilizada foi o uso de radiografias periapicais e os dados individuais colhidos da amostra de 64 pacientes radiografados. Foram obtidas 2 radiografias de cada área da extremidade livre e, a partir de traçados, usando como referência o plano oclusal individual, determinou-se os ângulos formados pela reabsorção na altura do primeiro molar inferior. Pode-se constatar que: 1. A grande maioria da inclinação encontrada nos rebordos foram descendentes para distal; 2. a média de angulação é maior para usuários de Prótese Parcial Removível Inferior; 3. os resultados sugeriram existir influência do tipo de arco antagônico superior na quantidade de inclinação dos rebordos inferiores, abaixo das próteses; 4. numericamente, existe maior reabsorção do rebordo residual em indivíduos do sexo feminino e 5. não foram encontradas relações significantes entre a idade e a reabsorção do rebordo residual.

Akazawa e Sakurai (2002) estudaram a influência de uma compressão contínua admitida como conseqüência de um apertamento leve no fluxo sanguíneo da mucosa sob as próteses de oito pacientes usuários de PPR mucoso-suportadas e dentomucoso-suportadas (3 homens e 5 mulheres, com idade entre 50 e 72 anos). O fluxo sanguíneo na mucosa sob a prótese foi mensurado unilateralmente na mandíbula, na região de primeiro molar, utilizando-se uma base experimental de dentadura equipada com um laser Doppler "flow-meter". A área experimental da base da prótese era de 2 cm² e a força aplicada foi de 1kgf. O tempo de aplicação de

carga foi determinado em 5, 10, 20, 30 e 60 segundos. De acordo com os resultados obtidos, observou-se que o fluxo sanguíneo após 20 segundos foi 15% menor que em relação ao período de descanso. Os tempos de liberação de carga para o máximo de fluxo sanguíneo e para a liberação de carga para o restabelecimento de 110% do fluxo na pré-carga, foram significativamente prolongados conforme o aumento no tempo de carga. Mesmo se a carga for moderada, um contínuo apertamento resulta em isquemia e demora para o restabelecimento do fluxo na mucosa sob a prótese, após a liberação da compressão.

2.2 Inter-relação entre Periodontia e Prótese

Coolidge (1937) em estudo *in vivo*, analisou a espessura do ligamento periodontal em dentes humanos e percebeu que: 1. Quanto maior a faixa etária, menor a espessura do ligamento periodontal; 2. Dentes em função apresentam espessura maior de ligamento periodontal do que dentes sem antagonista; 3. Em dentes inclinados, o lado que sofre pressão (lado para o qual se move) apresentou menor espessura e o lado que sofre tensão apresentou maior espessura de ligamento periodontal.

Clarke (1976), em uma revisão de literatura, estudou os danos causados aos tecidos periodontais em pacientes com próteses parciais fixas e removíveis, resultado de sobregarga oclusal crônica, destrutiva, indolor e sem sinais clínicos. Concluiu que forças oclusais traumáticas em dentes suportes de prótese podem ser visualizadas em radiografias antes de surgirem os sintomas clínicos. Existem

métodos de avaliação que podem determinar quando o dente pode servir como suporte de uma prótese, mas não pode prever se este dente é capaz de suportar cargas adicionais. Além disso, se um dente suporte é inclinado, a incidência de carga axial é questionada e nenhum tipo de restauração deve ser feita.

Wills e Manderson (1977) estudaram a natureza viscoelástica dos tecidos orais em macacos. Notaram que o deslocamento é dependente do tempo e do histórico de carga a que a estrutura é submetida. Quando é aplicada carga sobre um dente, é observado um rápido deslocamento devido ao movimento dos fluídos teciduais e distorções de células, seguido por uma suave resposta do ligamento periodontal. Em repouso, o dente retorna a sua posição original em um ou dois minutos, enquanto a mucosa oral se deforma facilmente sob carga, mas demora horas para voltar a posição original.

Nyman e Lindhe (1979) realizaram um estudo *in vivo* para mostrar os resultados da associação do tratamento periodontal e protético em pacientes com reduzido suporte periodontal. No grupo 1, os pacientes só receberam tratamento periodontal e no grupo 2, os pacientes receberam tratamento periodontal e protético (prótese parcial fixa). Após o término do tratamento, os pacientes foram colocados em programa de manutenção a cada 3-6 meses e depois a cada 1 ano por um período médio de 6 anos. Nestas consultas eram avaliados: índice de placa, índice gengival, profundidade de bolsa, nível de inserção e perda de osso alveolar em altura. Os resultados mostraram que o programa de manutenção foi efetivo em ambos os grupos e que diferenças no desenho das próteses não influenciaram na perda de suporte periodontal durante o período observado. As falhas ocorridas nas próteses foram relacionadas a perda de retenção das coroas, fratura das próteses e fraturas dos dentes suportes.

Rissin et al. (1985), através de um estudo de acompanhamento clínico de 6 anos, analisaram a saúde periodontal de pacientes portadores de próteses parciais fixas e removíveis. Os critérios avaliados foram: acúmulo de placa, depósito de cálculo, inflamação gengival, profundidade de bolsa, perda óssea e mobilidade. De acordo com os resultados obtidos, notaram que em um estudo longitudinal, a diferença do efeito causado aos dentes suportes de próteses fixas e removíveis é mínima, sendo que o fundamental é o cuidado caseiro com a higienização e o acompanhamento clínico pelo profissional.

Lundgren e Laurell (1986) estudaram o padrão de força oclusal durante a mastigação e mordida em 12 pacientes tratados periodontal e proteticamente com próteses parciais fixas que cruzavam o arco. As medidas foram realizadas por 4 transdutores medidores de tensão instalados bilateralmente em pânticos da maxila, representando regiões posteriores e anteriores. Os resultados mostraram que a mastigação e a mordida são maiores na região posterior. A força de mordida e deglutição é aproximadamente 100 N, enquanto que a máxima força de mordida em oclusão habitual é 320 N. A duração média da parte do ciclo mastigatório a que o dente está submetido a cargas oclusais é de 240 ms e durante a deglutição é três vezes maior. Concluiu-se que os tecidos periodontais podem suportar cargas oclusais transitórias que são maiores que as cargas operadas durante a mastigação, deglutição e máxima força de mordida durante a oclusão habitual. Entretanto, quando a força é concentrada numa determinada área do dente, esta magnitude parece ser limitada pelo mecanismo de feedback evocado do ligamento periodontal daquela região.

Em uma revisão de literatura, Bergman (1987) percebeu que as reações periodontais associadas ao uso de PPR estão relacionadas a: 1. acúmulo de placa e

higiene oral; 2. cobertura da gengiva marginal por partes da PPR; 3. forças oclusais transmitidas aos dentes remanescentes e tecidos periodontais pela prótese. Estudos longitudinais mostraram que é possível o paciente manter bom controle de placa. Se o controle de placa é estabelecido e a prótese é checada regularmente por um profissional, as forças transmitidas aos dentes remanescentes pela prótese não provocam perda de suporte periodontal.

2.3 Análise Fotoelástica

Kratochvil e Caputo (1974) comprovaram a necessidade do ajuste fisiológico da armação metálica da PPREL, utilizando a análise fotoelástica. O ajuste fisiológico tem grande influência na direção da força exercida nos dentes suportes, membrana periodontal e rebordo residual. A ausência de ajuste da armação exerce uma ação de torque sobre os dentes e osso de suporte, já que desta forma, não ocorrerá a rotação da PPREL. De acordo com os autores, com o ajuste, as forças serão transmitidas pelo descanso mesial axialmente sobre o longo eixo do dente. Segundo este estudo, as estruturas que foram ajustadas apresentaram melhor distribuição de tensões no dente suporte e rebordo residual.

Farah, MacGregor e Miller (1979) analisaram três tipos de próteses parciais removíveis, pelo método da fotoelasticidade tridimensional: dento-suportada, mucosodento-suportada e dentomucoso-suportada. O estudo detectou e mediu a distribuição das tensões sobre a PPREL com conexão elástica entre as partes da resina e armação metálica. Desta forma, a sela apresentava-se unida aos grampos

por meio de pinos e juntas, os quais permitiam um movimento vertical, quando a força era aplicada sobre a prótese. O mesmo tipo de carga foi aplicado: 1. aplicação de carga bilateral na sela da extremidade livre na região de primeiros molares; 2. aplicação unilateral na região de segundo pré-molar; 3. aplicação de carga bilateral desigual. Como conclusão, os autores obtiveram que não houve diferença significativa no nível de tensão entre a prótese mucosodento-suportada e a dentomucoso-suportada. A tensão de compressão para uma carga bilateral na região dos primeiros molares foi 18,2% maior para as dento-suportadas em relação aos outros dois tipos de próteses. A tensão de compressão para a prótese dento-suportada com carga unilateral na região de primeiro molar e segundo pré-molar foi 26,3% e 17,9% maior do que nas próteses mucosodento-suportada e dentomucoso-suportada, respectivamente.

Sulik e White (1981), através de análise fotoelástica tridimensional, estudaram as tensões produzidas no periodonto de dentes suportes de próteses parciais fixas. Três modelos foram construídos, cada um representando diferentes níveis de suporte periodontal (100, 80 e 60% de suporte periodontal em altura). Os dentes suportes foram submetidos a forças oclusais e examinados antes e após a colocação das próteses. Os resultados mostraram que a distribuição de tensões foi favoravelmente alterada com a colocação das próteses nas três situações, sendo mais perceptível no caso de 20% de perda de suporte periodontal do que com 40%.

Ko, McDowell e Kotowicz (1986), através da análise fotoelástica tridimensional, estudaram a distribuição de forças sobre o dente suporte e rebordo residual de PPR de extremidade livre bilateral com apoios oclusais mesial e distal, quando uma carga vertical unilateral (5 Kg) foi aplicada na região de primeiro molar. Neste estudo, não foram colocados os braços de retenção e reciprocidade do

retentor direto, nem o retentor indireto, além de ter sido feito um alívio sob o conector menor do apoio oclusal para evitar contato axial com o dente suporte e conseguir uma avaliação verídica da posição dos descansos oclusais. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na distribuição das tensões ao redor do dente suporte quando da mudança da localização dos descansos oclusais de mesial para distal.

Pezzoli, Rosseto e Calderale (1986) estudaram, através da fotoelasticidade, diversos sistemas de retenção para PPR de extremidade livre sob aplicação de carga e, concluíram que: a menor concentração de estresse nas estruturas de suporte foi gerada pela coroa telescópica e a maior foi no sistema tipo rompe-forças. Os demais sistemas, sejam grampos circunferenciais ou attachments apresentaram resultados similares.

Laganá (1992) e Laganá e Zanetti (1995), através da análise fotoelástica, fizeram um estudo comparativo da reação das estruturas de suporte de próteses parciais removíveis de extremidade livre e próteses parciais fixas em cantilever, além de avaliar diferenças na distribuição de tensões quando se variou o esquema oclusal. As conclusões a que chegaram foram: 1. os dentes suportes da prótese parcial removível suportaram uma carga 4 vezes maior que os da prótese parcial fixa; 2. não foi significativa a diferença entre a carga a ser aplicada no 1º, 2º ou ambos os pânticos quanto a distribuição de tensões.

Itoh et al. (1998), através da análise fotoelástica, estudaram o estresse induzido às estruturas de suporte em uma PPR de extremidade livre bilateral retida pelo grampo à barra I, com variados graus de envolvimento periodontal do retentor distal. Concluíram que, sob a mesma condição de aplicação de carga, o modelo que desenvolveu maiores tensões foi o que tinha o maior defeito ósseo. O aumento do

número de dentes envolvidos na distribuição de carga da estrutura metálica não reduziu proporcionalmente o nível de estresse sobre o modelo.

2.4 Método dos Elementos Finitos

O método do elemento finito foi desenvolvido originalmente para análises estruturais na engenharia. Entretanto, os princípios básicos também são aplicáveis aos problemas biológicos, como afirmou Turner et al.¹ (1956) apud Tanne et al. (1990).

Huang e Ledley (1969) foram os precursores do uso de modelos matemáticos como método da análise de tensões na Odontologia. Os autores analisaram um dente incisivo superior por meio de uma relação linear de força/deslocamento.

Thresher e Saito (1973) estudaram, através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensões de um incisivo humano em dois modelos: um considerava esmalte e dentina como material único (homogêneo) e o outro como sendo materiais diferentes (não-homogêneo). Não foi avaliado o estresse no tecido ósseo. Segundo os resultados, concluíram que deve-se usar modelos não-homogêneos neste tipo de estudo já que a maior parte das tensões é percebida no esmalte do dente.

¹ Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Top LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. J Aero Sci 1956; 23:805-12.

Farah, Craig e Sirarskie (1973) analisaram modelos axissimétricos de primeiros molares restaurados com coroas totais de ouro, através de dois métodos: análise fotoelástica e método dos elementos finitos. Observaram que a análise fotoelástica fornece um resultado mais qualitativo da distribuição das tensões (visualização por meio de franjas fotoelásticas), enquanto que o elemento finito fornece uma avaliação mais detalhada quanto ao estado completo de tensões que se processam no modelo pesquisado, sendo que a combinação dos dois métodos é a melhor opção.

No ano seguinte, Farah e Craig (1974) analisaram um modelo de primeiro molar preparado para receber coroa total, utilizando o método de elemento finito. Foram confeccionados três tipos de terminações: chanfro, lâmina de faca e ombro biselado. Os resultados mostraram que o chanfro apresentou menor quantidade de tensão axial, radial e de cisalhamento na margem, seguido do ombro biselado e lâmina de faca. A tensão de cisalhamento foi da mesma magnitude de vários cimentos utilizados em Odontologia, sugerindo a possibilidade de falha na película cimentante. Um expressivo gradiente de tensão ocorreu na interface dentina/restauração, o que poderia provocar solução de continuidade, devido à fratura do cimento na região.

Yetram, Wright e Pickard (1976) estudaram, através do método dos elementos finitos, a distribuição de tensões em coroas de segundo pré-molar íntegro e restaurado (coroa em ouro), com aplicação de carga em apenas um contato (axial) e, em outra situação com contato estabilizante (cúspide palatina superior X fóssula central inferior). Verificaram que as tensões fluíam pela camada de esmalte, sendo a dentina pouco tensionada. O esmalte próximo ao limite amelo-cementário foi altamente tensionado para que a carga fluísse para a raiz e osso de suporte. Então,

relacionaram com o alto grau de compressão a que estão sujeitas as restaurações inseridas nesta região. A maior diferença ocorreu na região cervical, entre esmalte natural e a coroa, em virtude da geometria desta última, chanfro largo, onde ocorreu grande concentração de tensão, bem maior que no esmalte, que termina em lâmina fina.

Tornando o modelo mais complexo em relação às estruturas envolvidas, Kito, Suetsugu e Murakami (1977), estudaram através dos elementos finitos, o comportamento mecânico de modelos de primeiros pré-molares inferiores, com ligamento periodontal e osso mandibular. Ao aplicar uma carga oclusal, observaram que o ligamento periodontal entra em condição hidrostática e apresentou grande capacidade de suporte para o dente. Sob carga horizontal, no sentido vestibulo-lingual o dente se moveu lingualmente, com o fulcro no terço apical. Então, chegaram a conclusão que a tendência da distribuição de tensões é semelhante aos ensaios de fotoelasticidade, sendo que os resultados obtidos demonstraram que MEF é superior, no que diz respeito a indicação de tensões (quantitativa).

Corrêa e Matson (1977) analisaram a distribuição de esforços em um molar restaurado com uma classe I de amálgama de prata sob a aplicação de 24 Kg de carga, através do método dos elementos finitos bidimensional. Observaram que as maiores concentrações de tensões se deram na interface dente-restauração e no esmalte, junto à crista marginal transversal. Foram comparadas a metodologia utilizada e a fotoelasticidade. Esta apresenta uma análise qualitativa das tensões, sendo muito difícil de se obter a quantificação das mesmas. Desta forma, o método do elemento finito mostra uma superioridade muito grande em relação ao método da fotoelasticidade, já que se consegue a análise tanto qualitativa quanto quantitativa das tensões que ocorrem sobre as estruturas.

Craig e Farah (1978) analisaram, por meio do método de elemento finito bidimensional, a magnitude e o modo de distribuição das tensões no dente suporte, ligamento periodontal e suporte ósseo em uma PPR de extremidade livre. A prótese foi submetida a diferentes esquemas de carga. Um grampo a barra em I e apoio oclusal distal foram dispostos no dente suporte do modelo. A carga aplicada em todos os esquemas foi de 222N. Quando a carga foi concentrada na fossa central do segundo molar, os autores observaram que a tensão no suporte ósseo abaixo da sela aumentou gradualmente de zero na região da papila retromolar para cerca de 25MN/m^2 na distal do dente referido. A tensão no suporte ósseo do segundo pré-molar foi cerca de 30MN/m^2 na junção de esmalte e cimento, diminuindo para cerca de 20MN/m^2 na distal em direção ao ápice da raiz. Esse valor aumentou para 100MN/m^2 no ápice da raiz e diminuiu para 3MN/m^2 no terço cervical mesial da raiz. Quando a carga foi aplicada na região do primeiro e segundo molares, a distribuição foi similar àquela concentrada na fossa do segundo molar. Porém, a magnitude das tensões foi cerca de 20% menor. Ao aplicar-se a carga na região de crista marginal próxima ao apoio oclusal, houve uma redução drástica nas tensões, sendo o valor máximo de 40MN/m^2 .

Aydinlik e Akay (1980) afirmaram que os fatores sistêmicos e locais contribuem com a dinâmica da remodelação óssea. Entre estes fatores, a pressão é de grande significado, pois diminui a circulação sanguínea na região de rebordo residual, diminuindo desse modo, a oxigenação do tecido, podendo iniciar o processo de reabsorção óssea. Se o processo continua, o osso perdido inicialmente é reversível, tornando-se posteriormente irreversível. Levando em consideração o processo de reabsorção, o presente estudo analisou, através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensões sob próteses parciais

removíveis mandibulares (classe I de Kennedy), comparando bases de resina acrílica convencional e bases com camada de resina resiliente entre os dentes artificiais e o suporte basal, sob carga oclusal. Os resultados indicaram que a distribuição de estresse foi mais uniforme no modelo com resina resiliente, tendo um deslocamento vertical do rebordo residual menor nestes casos. O material resiliente atuou na absorção do impacto.

Rubin et al. (1983) desenvolveram um primeiro molar inferior direito tridimensionalmente e, analisaram através do método dos elementos finitos. Este estudo discretizou apenas esmalte, dentina e polpa, não levando em consideração ligamento periodontal e osso alveolar. Comparando com outros estudos bidimensionais, notaram que a concentração de tensões foi consideravelmente menor no modelo tridimensional.

Vree, Peters e Plasschaert (1983) compararam um método numérico (elementos finitos) e um experimental (análise fotoelástica) em dentes restaurados. Concluíram que o método dos elementos finitos é mais preciso e sensível.

Reinhardt et al. (1983) estudaram em modelos, com o método dos elementos finitos, a distribuição das tensões ao redor de raiz restaurada com núcleo fundido em ouro e coroa metalocerâmica, com diferentes alturas de suporte periodontal. Concluíram que quanto menor o nível ósseo, maior a concentração de tensões, principalmente na dentina ao redor do ápice do pino.

Williams, Edmundson e Rees (1987) compararam, através do método dos elementos finitos bidimensional, o corte vestibulo-lingual de molar restaurado com amálgama de prata sob a aplicação de carga de 100 N em diversos tamanhos de cavidade e perceberam que: 1. em dentes íntegros, a concentração de tensão se deu na fissura do esmalte entre as cúspides (5,4 MPa); 2. cavidades amplas

tenderam a reduzir a máxima tensão; 3. a colocação de forramento apresentou menor tensão do que na fissura de esmalte, sugerindo que deformações ou fraturas são improváveis de se iniciar na base do amálgama e se propagar para a superfície oclusal; 4. a inserção de pino de aço inoxidável em classe I de amálgama elevou a tensão (5,35 MPa), alcançando níveis próximos da fissura de esmalte.

Farah, Craig e Meroueh (1988) estudaram, através do método de elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão de um quadrante de mandíbula dentado sob a aplicação de 100 N em 3 circunstâncias: 1. carga distribuída no segundo molar; 2. carga concentrada oblíqua a 30° no segundo molar e 3. carga distribuída no segundo pré-molar e segundo molar. Os resultados mostraram que quanto mais uniforme e distribuída a carga, melhor é a distribuição de tensões nas estruturas de suporte. A situação em que houve concentração de carga oblíqua a 30°, apresentou 3-5 vezes mais tensão e uma distribuição desfavorável, quando comparado às condições onde houve distribuição de pontos de aplicação de carga.

Maeda et al. (1989) simularam o processo de reabsorção óssea sob a base de PPR. Para tal, os autores utilizaram modelos de elementos finitos de uma secção frontal de uma prótese total superior com suporte mucoso e ósseo na região de primeiro molar. A simulação foi feita com a otimização do programa que proporcionalmente moveria os pontos nodais de acordo com a diferença do nível de tensão entre o atual e o nível de tensão tido como referência. Pela aplicação de cargas na mesa oclusal do modelo, o osso reabsorveu progressivamente, de maneira similar aos relatos clínicos. A localização e a magnitude da reabsorção foram altamente relacionadas à direção e localização das cargas.

Tanne et al. (1989) estudaram, através do método dos elementos finitos tridimensional, o efeito do momento de força na distribuição de tensões no ligamento periodontal de incisivos superiores. De acordo com os resultados obtidos, observaram que o momento de força de translação produziu o padrão mais uniforme de distribuição de tensão.

Nogawa (1989) investigou o desenho da PPREL mandibular e o deslocamento da fibromucosa na região de rebordo residual e sua relação com a distribuição de carga nas estruturas orais remanescentes. Neste estudo, o efeito da localização dos descansos e o deslocamento da mucosa foram demonstrados através do método dos elementos finitos bidimensional não-linear. Os resultados foram os seguintes: 1. descanso mesial pode ser simulado no modelo do elemento finito usando elemento pino; 2. PPR com descanso mesial distribuiu melhor a tensão na mesial do dente suporte do que com descanso distal; 3. o menor deslocamento da fibromucosa resultou na diminuição da concentração de tensões ao redor do dente suporte mais distal e a distribuição uniforme de tensões no rebordo residual foi aumentada; 4. na condição simulada onde maior pressão foi aplicada à fibromucosa, o comportamento da sela sobre este tecido com grande deslocamento foi similar a com pequeno deslocamento. Os resultados deste estudo sugeriram a indicação de descanso mesial no dente pilar mais distal e moldagem sob pressão para casos de PPR de extremidade livre.

Liau e Chen (1990) afirmaram que o estudo da distribuição das forças em PPREL torna-se confuso pela grande diferença das propriedades biomecânicas entre tecidos de suporte da prótese, os dentes e a fibromucosa sob a PPREL. O método de elemento finito foi usado nesse estudo para estimar o efeito no dente suporte e na fibromucosa, sob várias condições de aplicação de carga. O modelo foi

composto de segundo pré-molar, primeiro e segundo molares como dentes artificiais, e o primeiro pré-molar como dente suporte. Uma redução de 15% na tensão sobre o dente suporte foi atingida na aplicação de 222N de força axial em cada dente de resina acrílica em comparação à condição de aplicação de 222N de força vertical no segundo pré-molar e primeiro molar. Houve uma redução da tensão de 22% na condição de aplicação de 222N de força vertical sobre cada dente artificial, mas distribuído, igualmente para dois pontos de contato oclusal por dente. O máximo de deslocamento da fibromucosa foi encontrado adjacente a área de aplicação de carga. Concluiu-se, então, que, quando o número de contatos oclusais na PPREL é aumentado e igualmente distribuído, a carga no dente suporte será diminuída, com apenas efeito secundário na fibromucosa.

Aydin e Tekkaya (1992) estudaram, através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensões em uma prótese parcial fixa de três elementos sob condições diversas de suporte periodontal: periodonto normal, perda de suporte moderada e perda excessiva de suporte. Foram utilizadas várias formas de aplicação de carga: 1. carga de 600 N distribuída; 2. carga de 300 N axial e não-axial concentrada na margem distal do elemento suporte (molar); 3. carga de 300 N vertical, concentrada no centro do pântico. De acordo com os resultados obtidos, concluíram que: 1. o pré-molar (dente suporte) exerceu maior pressão sobre o osso em relação ao molar, exceto na situação onde recebeu carga axial; 2. a situação que mais induziu tensão no osso alveolar foi a condição 1; 3. com a diminuição do suporte periodontal, as tensões se elevaram significativamente, principalmente na situação de carga não-axial concentrada no molar.

Ko, McDowell e Kotowicz (1992) avaliaram o efeito de pinos intrarradiculares na redução de tensões na dentina, em incisivo central superior,

através do método de elementos finitos bidimensional e notaram que: 1. pinos fundidos em liga áurica reduzem em 30% as tensões na dentina; 2. a presença de pinos reduzem de 3-8% as tensões na dentina quando cargas mastigatórias oblíquas (45°) e cargas horizontais são aplicadas; 3. pinos reduzem em 20% a tensão na dentina quando cargas verticais são aplicadas, embora estas sejam raras em incisivos centrais superiores. Portanto o efeito de reforço dado pelo pino ao dente deve ser considerado duvidoso.

Santos (1995) estudou a distribuição de tensões em um incisivo central inferior, através do método do elemento finito tridimensional, comparando-o com o MEF bidimensional e análise fotoelástica.

Guedes et al. (1995) estudaram por meio do método dos elementos finitos tridimensionais, a influência da localização dos apoios oclusais em PPR de extremidade livre. Foram construídos dois modelos de quadrante de mandíbula no qual o primeiro pré-molar representava o dente suporte. O primeiro modelo apresentava grampo circunferencial com abraçamento de distal para mesial e apoio oclusal distal e, o segundo modelo apresentava grampo circunferencial com abraçamento de mesial para distal e apoio oclusal mesial. Após aplicação de carga de 230 N na região de primeiro molar verificou-se que a mudança da localização do apoio influenciou na formação da alavanca e, conseqüentemente no deslocamento que o dente sofreu quando da incidência de cargas sobre a prótese. Concluiu-se que no primeiro modelo com apoio distal, houve movimentação para distal e deslocamento do grampo para oclusal. No segundo modelo com apoio mesial, houve deslocamento para mesial e movimentação do grampo para gengival.

Laganá (1996) avaliou, através do método do elemento finito bidimensional, a distribuição interna das tensões geradas a partir de uma aplicação de carga de

100N em uma PPR de extremidade livre com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido, com 2 pânticos, associada à uma prótese parcial fixa, nas seguintes situações: carga aplicada no primeiro molar, carga aplicada no segundo molar e carga aplicada em ambos. Os resultados permitiram concluir que: na transmissão de tensões ao ligamento periodontal, o sistema rígido transmitiu maiores tensões quando a carga foi aplicada no 1º molar. As menores ocorreram quando a carga incidiu sobre o 2º molar no sistema semi-rígido. Esse último sistema, com incidência de carga sobre os dois dentes artificiais, foi o que transmitiu mais tensões à fibromucosa. Já o sistema rígido, com aplicação de carga no 1º molar, foi o que menos transmitiu tensões a esse tecido. Uma distribuição mais eqüitativa de tensões entre dentes e fibromucosa foi atingida no sistema por encaixe extracoronário semi-rígido.

O'Grady, Sheriff e Likeman (1996) estudaram, através do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensões ao redor de um canino mandibular (dente suporte de uma PPR), sob diversas condições de aplicação de carga, antes e depois de incluir preparos de descansos em diferentes posições. Os resultados mostraram que carga axial produziu o menor padrão de tensões, enquanto que dente não preparado produziu o maior padrão de tensão. Foi provada a efetividade do descanso na redução de tensão no osso alveolar.

Mathias (1996) utilizando o modelo de um quadrante de mandíbula, analisou através do método do elemento finito bidimensional, a distribuição das tensões geradas nas estruturas de suporte e protéticas em uma associação de prótese parcial fixa e removível de extremidade livre com encaixe intracoronário rígido, aplicando uma carga de 100N nas seguintes situações: 1. carga aplicada no primeiro molar (pântico), 2. carga aplicada no segundo molar (pântico) e 3. carga

aplicada em ambos. Os resultados permitiram concluir que: na condição 1 o retentor direto (segundo pré-molar) recebeu quatro vezes mais tensão que o retentor indireto (primeiro pré-molar) e a PPR teve a menor concentração de tensões; na condição 2 o retentor direto recebeu três vezes mais tensão que o indireto e, os dois juntos apresentaram menor tensão comparado à região de rebordo; na condição 3 a maior concentração de tensão do estudo foi no assoalho do encaixe.

Lacerda (1999) analisou o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal, com auxílio do método dos elementos finitos bidimensional sob aplicação de cargas verticais. Foram variadas as conexões entre dente suporte e PPR, bem como entre implante e PPR e, observou-se que o encaixe rígido entre dente suporte e PPR, em relação ao semi-rígido, transmitiu maiores tensões ao dente suporte e diminuiu as tensões sobre fibromucosa e implante. Observou-se também que uma conexão articulada entre implante e PPR diminuiu o momento fletor transmitido ao implante e aumentou as tensões na fibromucosa e dente suporte.

Shim e Watts (2000) estudaram, através do método dos elementos finitos tridimensional, a distribuição de tensões em próteses totais mandibulares convencionais e com camada de resina resiliente, em 5 situações de aplicação de carga: carga vertical em pré-molar, molar e na região de incisivos, carga oblíqua na região de pré-molares e na região de molares. Os resultados mostraram que as cargas obíquas produziram maior concentração de tensões do que as verticais; a prótese com camada de resina resiliente produziu a menor concentração de tensões em todas as situações; o controle de contato oclusal lateral excessivo reduziu a possibilidade de fratura da prótese com camada de resina resiliente.

A fim de avaliar o efeito das propriedades de materiais forradores macios para prótese na distribuição de tensões e obter conhecimentos fundamentais pertinentes para a seleção destes em cada paciente, Sato et al. (2000) avaliaram, por meio do método de elemento finito, um quadrante parcial de mandíbula. Nesse modelo, apresentavam-se a base de resina, o material forrador leve, a fibromucosa e a cortical óssea. Os autores utilizaram seis marcas comerciais, variando também a espessura da fibromucosa e o material forrador. Dezoito combinações de módulos de Young (três da fibromucosa e seis do material forrador macio) foram analisadas. A razão entre a máxima e mínima tensão na fibromucosa (razão da tensão) foi calculada para estimar a concentração de tensões. No caso da fibromucosa delgada (1mm de espessura), o material forrador macio com módulo de Young menor, levou a uma menor concentração de tensões. Entretanto, se esse material possuir módulo de Young menor que o da fibromucosa, a concentração das tensões se mostra desfavorável. Os resultados sugeriram que a elasticidade do forrador macio deveria equivaler à elasticidade da fibromucosa para obter-se um efeito amortecedor.

Targas (2001), a partir de um modelo padrão bidimensional de quadrante de mandíbula, analisou através do método dos elementos finitos, a distribuição das tensões nas estruturas de suporte e protéticas em 6 modelos classe III de Kennedy, onde o molar posterior ao espaço protético sofreu inclinação de 20, 25 e 30°, sendo que três modelos foram reabilitados com prótese parcial fixa (PPF) e os outros três foram reabilitados com PPR. Foi aplicada uma carga de 100N nas cúspides cêntricas e os resultados mostraram que: tanto a PPR quanto a PPF promoveram forças elevadas, independente do grau de inclinação e do espaço protético, quando comparadas aos dentes normalmente implantados. Contudo, quando as próteses foram comparadas entre si, a PPR apresentou vantagens sobre a PPF, pois

promoveu menor tensão nos pontos avaliados. Quanto ao grau de inclinação, dentro do intervalo proposto, não foram apresentadas alterações significativas que determinassem qual o melhor grau de inclinação para a utilização do dente como suporte.

Kawasaki et al. (2001) estudaram, através do método dos elementos finitos tridimensional, a relação entre a distribuição das tensões e a forma do rebordo residual em próteses totais inferiores. Neste estudo, foram avaliados quatro tipos de rebordo (com volume de reabsorção normal, com volume de reabsorção maior em direção à região mesial, com volume de reabsorção maior na distal e reabsorção severa) em três condições de aplicação de carga de 3 Kg: 1. Posição mesial – carga no primeiro e segundo pré-molar e cúspide mesial do primeiro molar; 2. Posição central – carga no segundo pré-molar e cúspide mesial e distal do primeiro molar; 3. Posição distal – cúspide mesial e distal do primeiro molar e segundo molar. Como resultado, obtiveram que as tensões máximas ocorreram no rebordo com reabsorção severa; as cargas distais levaram a uma grande tensão compressiva no plano inclinado do rebordo alveolar posterior. Desse modo, os autores concluíram que a forma do rebordo e a localização da carga têm grande influência na distribuição das tensões.

Miranda (2001) estudou as tensões transmitidas às estruturas da prótese, aos implantes e ao osso adjacente, através do método tridimensional dos elementos finitos. Dois tipos de sobredentaduras foram estudadas: 1) uma sobredentadura implanto-suportada com um sistema de retenção por barra clips e com extensão distal em balanço, sem cobertura do palato; 2) uma sobredentadura implanto-retida mucoso-suportada com cobertura do palato e sem extensão distal em balanço. Para os dois modelos, simulando uma maxila humana edêntula, foram colocados 4

implantes nas regiões dos caninos e incisivos laterais. Uma força vertical de 100 N foi aplicada na cúspide méso-palatina do primeiro molar direito. Os resultados das análises mostraram alta concentração de tensões em toda a estrutura da prótese, no implante e no osso ao redor do último implante para o modelo de sobredentadura com "cantilever". No modelo de sobredentadura sem "cantilever" e com cobertura do palato, as maiores concentrações de tensões localizaram-se no implante anterior, no osso ao redor do pescoço dos implantes e no clips colocado na parte anterior da barra. Pouca tensão foi verificada na estrutura da prótese e do implante distal. As tensões foram bastante reduzidas neste modelo de sobredentadura.

Alvarenga (2001) avaliou através do método do elemento finito tridimensional, o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e protéticas de PPR de extremidade livre maxilar, comparando o grampo circunferencial duplo e o swing-lock. Após a aplicação da carga de 100N, observou-se que: o grampo swing-lock apresentou mais áreas com tensão de tração do que o grampo circunferencial no periodonto de sustentação; o grampo swing-lock apresentou valores maiores de tensão de compressão do que o grampo circunferencial; os dentes com o grampo swing-lock apresentaram tensão de tração e no grampo circunferencial tensão de compressão; o grampo swing-lock fez a prótese se comportar como dentomucoso-suportada enquanto que o grampo circunferencial atuou como mucosodento-suportada.

Nishigawa et al. (2003) estudaram o posicionamento buco-lingual de dentes artificiais posteriores em prótese totais através do método dos elementos finitos bidimensional sob cargas oclusais e observaram que, este posicionamento deve levar em consideração a forma do rebordo tanto mandibular quanto maxilar e a relação entre eles. Isto leva a uma maior estabilidade da prótese e evita altas

pressões sobre as estruturas de suporte e, conseqüentemente, menor reabsorção óssea.

Lucas (2003) avaliou através do método do elemento finito bidimensional, a distribuição da tensão nas estruturas de suporte de PPR de extremidade livre associada ou não a um implante osseointegrado na região distal do rebordo residual. Foram aplicadas cargas verticais e oblíquas de 50N no sentido de mesial para distal e vice-versa. Os resultados mostraram que: a tendência de deslocamento da PPR sobre o implante é menor; as forças oblíquas promoveram uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores; a força oblíqua no sentido de mesial para distal gerou valores de tensão menores; a presença do implante sob a base da prótese promoveu alívio do dente suporte.

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo tem por objetivo analisar, pelo método dos elementos finitos bidimensional, as tensões e deformações desenvolvidas nas estruturas ao redor do dente suporte e rebordo residual (osso cortical e esponjoso, fibromucosa e ligamento periodontal) em modelos PPREL (classe I de Kennedy) inferior, apoiadas sobre rebordo horizontal e descendente-ascendente, quando aplicada uma carga de 100 N, axialmente sobre o primeiro molar (C1) e sobre o segundo pré-molar (C2).

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a elaboração do presente trabalho, foram utilizados os seguintes recursos:

4.1 Material

Dentre os principais materiais utilizados no experimento estão: Micro computador Pentium IV; Monitor colorido – Sony Multiscan 100sf; Impressora HP Deskjet 3425 e Papel sulfite A-4, 90 g/m. E, os programas de computador utilizados foram:

- AUTOCAD 2004 (Autodesk Inc, USA)
- TURBOCAD v. 10.2 (Imsoft)
- I-DEAS (software de MEF, USA)
- Microsoft Word 98
- Microsoft Excel

4.2 Métodos

O método empregado na presente investigação foi o dos Elementos Finitos bidimensional.

4.2.1 elemento finito:

Na década de 70, os modelos de MEF eram gerados no papel, para posterior digitação e preparação de dados de entrada, em cartões, para processamento em computadores de grande porte. Desde esse período até hoje, com a evolução dos recursos da computação gráfica, como é o caso da tecnologia CAE (Computer Aided Engineering), pode-se aplicar tal método em modelos de estruturas oceânicas, navios, veículos rodoviários e ferroviários, além da bioengenharia.

O MEF é uma ferramenta valiosa na determinação do comportamento de componentes simples até estruturas complexas, por meio de simulação em computador, onde são previstas as falhas e conseqüentes correções dos problemas, tanto em condições normais de operação quanto em situações críticas, por intermédio da determinação do panorama de tensões no componente.

A partir do conhecimento do produto ou estrutura, de suas características construtivas, de sua condição em regime de trabalho e de critérios de validação, é possível a construção de modelos – protótipos virtuais – que simulam sua condição real de uso.

O modelo, ou de forma geral, a estrutura é subdividida em um número finito de partes (**elementos**) que são conectados entre si por um número finito de pontos, chamados **nós**. A estrutura pode então ser representada como uma montagem de elementos que constitui um **modelo matemático**, também chamado de modelo estrutural ou idealização estrutural.

A subdivisão do modelo em elementos e a escolha do elemento apropriado para modelar uma dada situação, isto é, a geração da malha dos elementos finitos depende do conhecimento das propriedades (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson) de cada material que compõe o modelo para representação do problema, que é a característica fundamental do método.

O computador dispondo das propriedades de cada material pode avaliar a rigidez da estrutura inteira a partir da rigidez de cada elemento constituinte do modelo.

Tendo montado o modelo estrutural, pode-se determinar a configuração deformada da estrutura no computador, por intermédio dos deslocamentos dos nós, qualquer que seja a forma da estrutura e o tipo de aplicação de carga (carregamento). Neste momento, está em condições de determinar o estado de tensões na estrutura e fazer a avaliação de sua resistência mecânica em condições normais e críticas de operação (ALVES FILHO, 2000).

Para o entendimento do MEF, alguns conceitos devem ser esclarecidos:

TENSÃO - Quando uma força é aplicada a um material, existe uma resistência no material à força externa. A força é distribuída sobre uma área e a razão da força sobre a área é chamada de tensão:

$$\text{Tensão} = \frac{\text{Força}}{\text{Área}}$$

TIPOS DE TENSÃO - Vários tipos de tensão podem ocorrer quando uma força é aplicada sobre um material. Estas tensões podem ser de compressão, tração e cisalhamento. Um material é sujeito à tensão de compressão quando é comprimido ou espremido e, a uma tensão de tração quando é distendido. A tensão de cisalhamento ocorre quando uma porção plana do material é forçada a deslizar sobre outra porção. Esses tipos de tensões são consideradas para a avaliação das propriedades de diversos materiais.

DEFORMAÇÃO - A alteração no comprimento ou a deformação por unidade de comprimento quando um material é submetido a uma força é definida como deformação.

$$\text{Deformação} = \frac{\text{Alteração}}{\text{Comprimento}}$$

CURVAS DE TENSÃO-DEFORMAÇÃO - Um meio conveniente de comparar as propriedades mecânicas dos materiais é aplicar várias forças sobre um material e determinar os valores correspondentes de tensão e deformação. Um traçado dos valores é chamado de curva de tensão-deformação. Essa curva pode ser obtida sob compressão, tração ou cisalhamento.

MÓDULO DE ELASTICIDADE (E) - representa a rigidez relativa de um material, no intervalo elástico, e pode ser determinado a partir da curva de tensão-

deformação, sendo que os valores são determinados sob tração (O'BRIEN; RYGE, 1981).

COEFICIENTE DE POISSON (ν) - É uma medida da alteração simultânea em alongamento e em área de secção transversal, no intervalo elástico, durante teste de compressão ou tração. Durante um teste de tração, a redução na área da secção transversal é proporcional ao aumento de comprimento, no intervalo elástico, pelo fator não dimensional, ν (O'BRIEN; RYGE, 1981).

As propriedades mecânicas de cada elemento são especificadas pela constante elástica colocada em cada nó do elemento (FARAH; CRAIG, 1974).

Para o cálculo das tensões são necessárias as seguintes informações:

1. o número total de pontos nodais ou de comandos;
2. o número total de elementos;
3. um sistema de numeração identificando cada elemento;
4. o Módulo de Young (elasticidade) e o Coeficiente de Poisson, associado a cada elemento da estrutura analisada;
5. um sistema de numeração identificando cada ponto nodal;
6. as coordenadas de cada ponto nodal;
7. o tipo de delimitação confinada;
8. a avaliação de forças existentes nos nós externos.

4.2.2 modelos

Para avaliar as tensões desenvolvidas durante o ato mastigatório ao redor do elemento de suporte dental e rebordo residual com diferentes inclinações, subjacente à estrutura de uma prótese parcial removível de extremidade livre distal (Classe I de Kennedy), retida a grampo com apoio oclusal distal, foi necessária a criação de modelos que representassem as proporções e a relação entre as estruturas dos quadros clínicos desejados.

Foram elaborados dois modelos que simulam hemiarcos parcialmente dentados, representados por quadrante de mandíbula, apresentando apenas o primeiro pré-molar como elemento de suporte dental, estando ausentes o segundo pré-molar, primeiro e segundo molares, caracterizando um espaço protético de extremidade livre distal no plano sagital, ou seja, no sentido méso-distal.

A variação dos modelos deu-se em função da variação da inclinação do rebordo residual. Elbrecht (1943) classificou os rebordos residuais de extremidade livre como: horizontal, descendente-ascendente, descendente distal e ascendente distal, sendo que para o presente estudo foram utilizados os rebordos horizontal (inclinação de zero grau com relação ao plano oclusal) e descendente-ascendente (inclinação de quinze graus de descendência distal e quinze graus de ascendência distal).

Ambos os modelos receberam uma prótese parcial removível de extremidade livre, para repor o segundo pré-molar e o primeiro molar.

Na construção dos modelos, o dente remanescente foi colocado de acordo com sua posição no arco dental. Nestes modelos, permaneceram constantes o

dente remanescente, as características do periodonto de suporte e proteção, a extensão do rebordo residual na extremidade livre desde a face distal do primeiro pré-molar até a região de trígono retromolar, a espessura da fibromucosa e cortical óssea, a altura óssea mandibular (osso esponjoso), a espessura da estrutura metálica de cobalto-cromo, a posição e as medidas do conector menor e apoio oclusal, a extensão da sela e o número de dentes artificiais.

Devido às variações de inclinação de rebordo residual citados na literatura em casos de portadores de próteses parciais removíveis de extremidade livre distal e a falta de previsibilidade na distribuição das deformações e tensões internas sobre as estruturas de suporte que isto acarreta, optou-se utilizar neste experimento duas condições, denominadas de modelos, correspondendo a cada condição observada:

MODELO A (MA) – Representação de um hemiarco parcialmente dentado inferior sem suporte posterior, contendo apenas o primeiro pré-molar como elemento suporte e sendo reabilitado por uma PPREL distal retida a grampo com apoio oclusal distal, apoiada sobre rebordo residual apresentando uma inclinação de zero grau em relação ao plano oclusal (rebordo horizontal) – Figura 4.1.

MODELO B (MB) – Representação de um hemiarco parcialmente dentado inferior sem suporte posterior, contendo apenas o primeiro pré-molar como elemento suporte e sendo reabilitado por uma PPREL distal retida a grampo com apoio oclusal distal, apoiada sobre rebordo residual com inclinação de quinze graus de descendência distal a partir do dente suporte até a metade do rebordo em extensão e, quinze graus de ascendência distal em direção ao trígono retromolar (rebordo descendente-ascendente) – Figura 4.2.

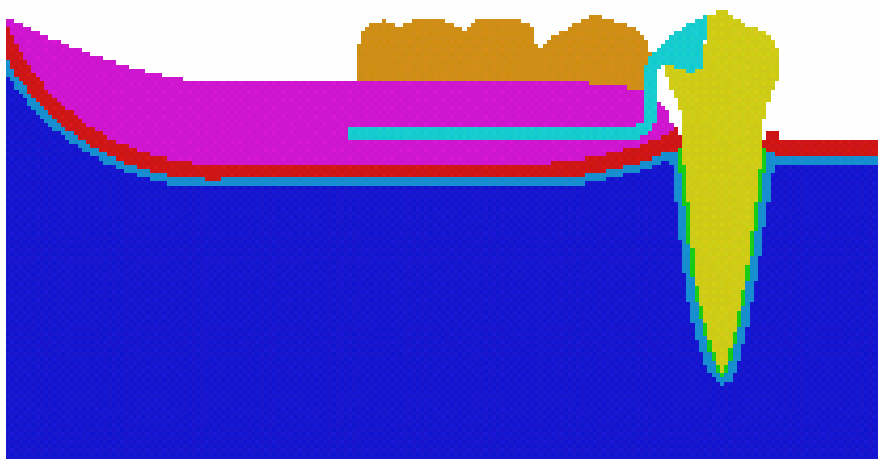


Figura 4.1 – Modelo com rebordo horizontal (MA)



Figura 4.2 – Modelo com rebordo descendente-ascendente (MB)

O programa utilizado para a construção dos modelos foi o AUTOCAD 2004 (Autodesk Inc, USA), que permitiu a elaboração dos desenhos com dimensões bastante próximas da realidade. Estes desenhos foram salvos na forma de arquivo dwg. Em seguida, foram transformados em arquivo igs pelo programa TURBOCAD 10.2 (Imsoft), para que pudessem ser exportados para o programa de elementos finitos (IDEAS).

4.2.3 geometria das estruturas de MA e MB

4.2.3.1 dente suporte e dentes artificiais

O critério adotado para a confecção do dente suporte e dentes artificiais nos modelos MA e MB foi baseado na média aritmética de três medidas referentes ao tamanho anatômico da coroa e raiz do primeiro pré-molar e das coroas do segundo pré-molar e primeiro molar, no que se referem à altura e largura. Foi utilizado como fonte, a consideração de três autores diferentes: Aprile, Figun e Garino (1975), Bouland-Leborg¹ (1932 apud SERRA; FERREIRA, 1981) e Black (1897), descritas nos Quadros 4.1, 4.2 e 4.3.

Autores	Comp. total	Comp. raiz	Alt. coroa	Dim. MD coroa	Dim. MD colo
Bouland & Leborg	22,0	14,0	8,0	7,0	--
Aprile & Figun	22,4	14,6	7,8	6,9	--
Black	21,6	14,0	7,8	6,9	4,7
Média	22,0	14,2	7,86	6,93	4,7

Quadro 4.1 – Dimensão média em milímetros do primeiro pré-molar inferior

Autores	Alt. coroa	Dim. MD Coroa	Dim. MD Colo
Bouland & Leborg	8,0	7,0	5,0
Aprile & Figun	8,0	7,3	--
Black	7,9	7,1	4,8
Média	8,0	7,1	4,9

Quadro 4.2 – Dimensão média em milímetros do segundo pré-molar inferior

¹ Bouland A, Leborg L. Manuel de Dessin Dentaire. 3^a ed. Paris: Masson, 1932.

Autores	Alt. coroa	Dim. MD Coroa	Dim. MD Colo
Bouland & Leborg	7,5	11,0	9,0
Aprile & Figun	7,7	11,2	- -
Black	7,7	11,2	8,5
Média	7,6	11,1	8,7

Quadro 4.3 – Dimensão média em milímetros do primeiro molar inferior

4.2.3.2 mandíbula

Para a confecção da região mandibular, seguiu-se as medidas padronizadas por Laganá (1996), onde a autora tomou três radiografias panorâmicas aleatórias de pacientes da clínica odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para a determinação da proporção dente/altura da mandíbula correspondente a altura da crista alveolar até a cortical óssea inferior da base da mandíbula. Por meio da média aritmética das três medidas, determinou-se uma proporção (4/5), cuja aplicação viabilizou o modelo de trabalho. As demais medidas das estruturas envolvidas (ligamento periodontal, osso cortical e fibromucosa) foram obtidas através da citação de alguns autores, segundo o Quadro 4.4.

Estrutura	Medida	Autores
Ligamento periodontal	0,25 mm	Coolidge (1937), Lindhe (1989)
Osso cortical	0,50 mm	Laganá (1996), Lacerda (1999)
Fibromucosa	1,00 mm	Lascaia (1989), Rebossio (1963)

Quadro 4.4 – Medida das estruturas que compõem o modelo

A partir do posicionamento do dente suporte na região mandibular dos modelos, determinou-se o espaço do ligamento periodontal ao redor de toda a extensão da raiz, a espessura da fibromucosa e cortical óssea na região de rebordo residual e ao redor do dente suporte, concluindo os modelos MA e MB sem a PPR. Considerou-se a condição periodontal normal nas situações estudadas. As inclinações dos rebordos residuais de MA e MB seguiram as já descritas anteriormente.

4.2.3.3 prótese parcial removível

A região edentada dos modelos foi reabilitada com uma PPREL distal, contendo o segundo pré-molar e primeiro molar em resina acrílica, com comprimento méso-distal e altura da coroa correspondente a dentes naturais, como citado por Aprile, Figun e Garino (1975), Bouland-Leborg¹ (1932 apud SERRA; FERREIRA, 1981) e Black (1897), descritas nos Quadros 4.2 e 4.3.

O dente suporte da prótese (primeiro pré-molar) recebeu um apoio oclusal distal, o qual ligava-se diretamente ao conector menor, conector maior e malha metálica da prótese. O descanso oclusal preparado neste dente tinha uma altura de 1,5 mm na região de crista marginal (STEWART; RUDD; KUEBKER, 1983), seguiu com uma inclinação de 20° em relação ao plano oclusal e sua largura méso-distal ultrapassou a metade da distância entre crista marginal e ponta de cúspide na face

¹ Bouland A, Leborg L. Manuel de Dessin Dentaire. 3^a ed. Paris: Masson, 1932.

distal do dente pilar, englobando assim a fosseta distal do dente. As paredes do descanso foram preparadas de forma que seu aspecto final fosse arredondado e expulsivo. O apoio preencheu a região desgastada para o descanso, sendo responsável pela transmissão de forças às estruturas de suporte.

Os modelos utilizados no presente estudo representam um corte figurativo bidimensional de estruturas tridimensionais. Por esta razão, nos cortes selecionados de MA e MB, não aparecem os braços de retenção e oposição do grampo com apoio oclusal distal utilizado para o experimento.

A espessura do conector menor que partiu do apoio oclusal no sentido méso-distal foi a mesma utilizada por Rocha (2001), onde fez mensurações em 5 pontos distintos da estrutura metálica e encontrou uma média de 0,8 mm. A espessura do conector maior foi de 4 mm no sentido gângivo-oclusal (TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996). A malha foi posicionada paralela ao rebordo residual, mantendo uma distância uniforme de 1,5 mm (HENDERSON; STEFFEL, 1979), para permitir o escoamento da resina quando da confecção da prótese e contou com uma espessura de 0,8 mm no sentido gângivo-oclusal. A espessura da base de resina acrílica colocada acima da malha metálica variou conforme a inclinação do rebordo.

Os dentes foram posicionados para que as pontas de cúspide ficassem em um plano horizontal, determinando assim o plano oclusal. O ponto correspondente a dois terços do trígono retromolar no sentido ântero-posterior ficou na mesma altura do plano oclusal, ou seja, o prolongamento deste plano se deu neste ponto do trígono (HICKEY; ZARB; BOLENDER, 1985), sendo que o limite posterior da sela também coincidiu neste mesmo ponto. A distância entre a distal do primeiro molar inferior até a região de trígono retromolar onde termina o rebordo foi de 22 mm,

correspondendo aproximadamente duas vezes a distância méso-distal do primeiro molar inferior.

Com os modelos MA e MB concluídos, tornou-se possível discutir as diversas situações propostas neste trabalho.

4.2.4 obtenção dos modelos de elementos finitos

Com os desenhos concluídos no programa AUTOCAD 2004 na extensão dwg e transformados para a extensão igs no TURBOCAD 10.2, os modelos foram exportados para o software de elementos finitos (I-DEAS). Este programa possui um pré-processador de imagens, que permite o realinhamento dos vetores que formam os desenhos, deixando-os contínuos, já que perderam parte da definição durante o processo de exportação. Neste momento, os modelos têm o contorno de cada estrutura a ser analisada transformada em superfície.

Através de um comando, o engenheiro dá as coordenadas para a formação dos elementos quanto à forma e tamanho, sendo que esta medida é proporcional ao tamanho da estrutura em análise. No presente estudo, a forma utilizada para os elementos foi do tipo Plane Stress (Estado Plano de Tensões) quadrilateral (AYDINLIK; AKAY, 1980).

O Estado plano de Tensões ocorre quando, por exemplo, uma chapa fina sob a ação de forças atuantes paralelas ao “plano da chapa” e, distribuídas uniformemente ao longo da sua espessura. Neste caso, não existirá tensão atuando na direção perpendicular ao plano da chapa. As tensões atuantes resumir-se-ão a

duas tensões normais σ_x e σ_y e uma tensão de cisalhamento σ_{xy} , todas atuando no plano XY. Em decorrência desses fatos, esse estado de tensões é chamado de Estado Plano de Tensões (ALVES FILHO, 2000).

Em seqüência, o computador gera a malha e, quando há necessidade de ajustes, estes são feitos manualmente pelo próprio engenheiro. A partir disso, foram definidos o número e a localização dos nós e elementos de cada modelo. Os nós foram localizados no espaço, segundo o sistema de coordenadas cartesianas ortogonais, nos eixos X e Y. Os nós originaram pequenas formas geométricas quadrilaterais, denominadas de elementos. Obteve-se assim, modelos matemáticos bidimensionais.

Os dois modelos matemáticos discretizados (MA e MB) apresentaram a seguinte quantidade de nós e elementos, conforme Quadro 4.5.

Modelo	Modelo A	Modelo B
Nós	8313	7202
Elementos Plane Stress	8111	7003
Elementos de GAP	124	108

Quadro 4.5 – Quantidade de nós e elementos de MA e MB

Somente após a discretização ou geração da malha dos modelos, foi fornecido ao programa de computador os valores das propriedades mecânicas (Módulo de Elasticidade e Coeficiente de Poisson) dos materiais, constantes no Quadro 4.6 e apontada cada estrutura na Figura 4.3.

Além das propriedades mecânicas dos materiais, foi inserido no programa de computador a espessura das estruturas constituintes dos modelos, apesar de ser uma análise bidimensional, devido ao fato de que estes materiais possuem

comportamentos distintos em virtude de suas propriedades. No presente estudo, foi utilizado a proporção de 1:2:3, sendo 1 a malha metálica, 2 os dentes artificiais e 3 os demais componentes. A base para a proporção adotada foi de 5 mm.

Nº	MATERIAL	Módulo de Elasticidade (E) [GPa]	Coefficiente de Poisson (ν)	Autores
1	Dentina	18,6	0,31	Ko <i>et al.</i> (1992)
2	Ligamento Periodontal	$6,89 \times 10^{-2}$	0,45	Ko <i>et al.</i> (1992)
3	Osso Cortical	13,7	0,30	Ko <i>et al.</i> (1992)
4	Osso Esponjoso	1,37	0,30	Ko <i>et al.</i> (1992)
5	Fibromucosa	$0,98 \times 10^{-3}$	0,30	Kawasaki <i>et al.</i> (2001)
6	Liga CoCr	185	Williams (1981)	
7	Resina Acrílica	2,65	0,45	Braden <i>et al.</i> (1968)
8	Dentes Artificiais	2,26	0,45	Peyton & Craig (1963)

Quadro 4.6 – Propriedades mecânicas dos materiais

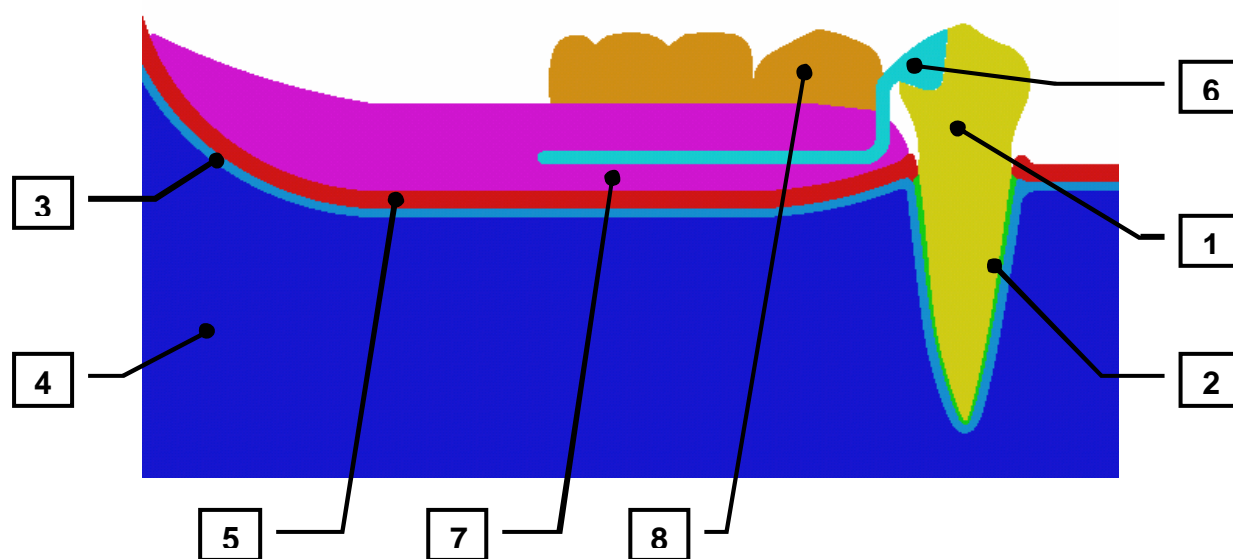


Figura 4.3 – Representação de modelo composto pelos materiais encontrados no Quadro 4.6

A fibromucosa foi modelada de tal forma que a máxima deformação não ultrapassasse 0,55 mm, ou seja, 55% de sua espessura total (KYDD; DALY; WHEELER, 1971), para tanto foram utilizados elementos do tipo “gap” (KAWASAKI et al., 2001) entre a fibromucosa e a base de resina acrílica da prótese, que serviu como um batente, permitindo ao mesmo tempo a deformação da fibromucosa e o deslizamento da prótese no sentido méso-distal sobre este tecido.

A interface entre o descanso oclusal e o dente suporte também foi modelada com elementos do tipo “gap” (KAWASAKI et al., 2001), representando o movimento de rotação que existe entre estas duas estruturas e impedindo que o descanso penetrasse na estrutura dental. O apoio oclusal transferiu as forças longitudinalmente ao dente suporte, fazendo com que este intruísse no momento de aplicação da carga, graças à presença do ligamento periodontal, na ordem de 1/13 avos da deformação da fibromucosa (REBÓSSIO, 1963; FAVA, 1960; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996), ou seja, 0,042 mm.

Os materiais envolvidos no estudo foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, os modelos assumidos em estado plano de tensões e o estudo como estático linear.

4.2.5 Metodologia de aplicação de carga

O comportamento biomecânico das estruturas de suporte (fibromucosa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso) da prótese parcial removível de extremidade livre, com sistema de retenção a grampo, foi analisado quando o

conjunto sofreu a ação da aplicação de carga de 100 N, sobre o longo eixo do dente, por ser mais fisiológica (FARAH; CRAIG; MEROUEH, 1988; VALENTIN et al., 1990; SATO et al., 1995), constituindo assim a simulação de carga axial. A aplicação da carga não foi puntiforme. A força de 100 N, aplicada em cada ponta de cúspide, foi dividida em 5 pontos de 20 N, a fim de distribuir melhor as forças, como ocorre clinicamente. Em MA e MB, dois tipos de carregamento foram executados:

- A. Aplicação de carga sobre o vértice da cúspide mediana do primeiro molar - Figura 4.4.
- B. Aplicação de carga sobre o vértice da cúspide cêntrica do segundo pré-molar - Figura 4.5.

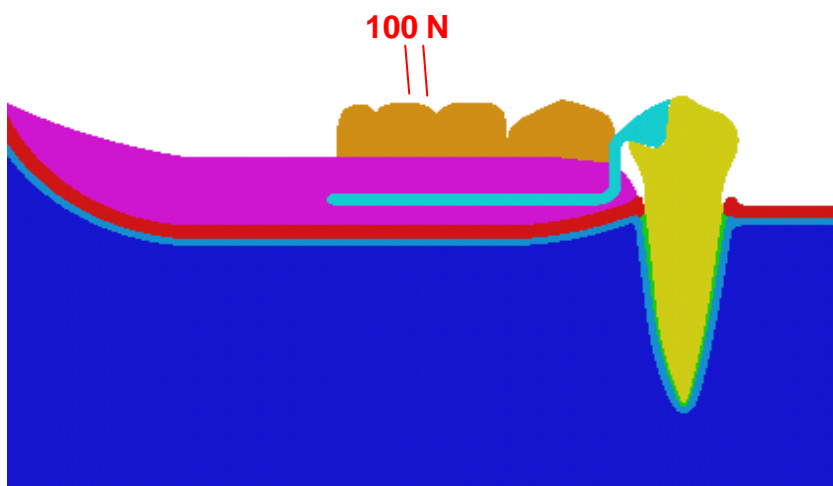


Figura 4.4 – Panorama de aplicação de carga 1 (C1)

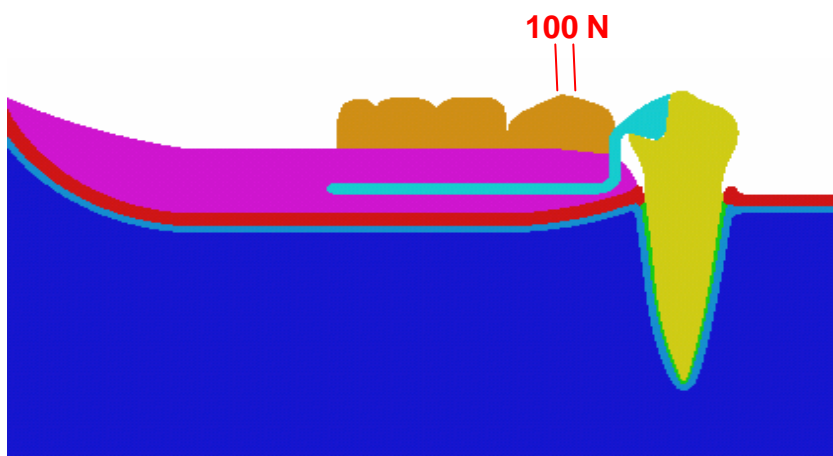


Figura 4.5 – Panorama de aplicação de carga 2 (C2)

A força aplicada ao modelo matemático durante as duas condições de carregamento exigiu a imobilização do conjunto apenas no eixo X, tanto em rotação quanto em translação. Já o eixo Y foi liberado em translação, para que o conjunto demonstrasse as deformações e tensões sofridas durante as aplicações das forças (KAWASAKI et al., 2001) – Figura 4.6.

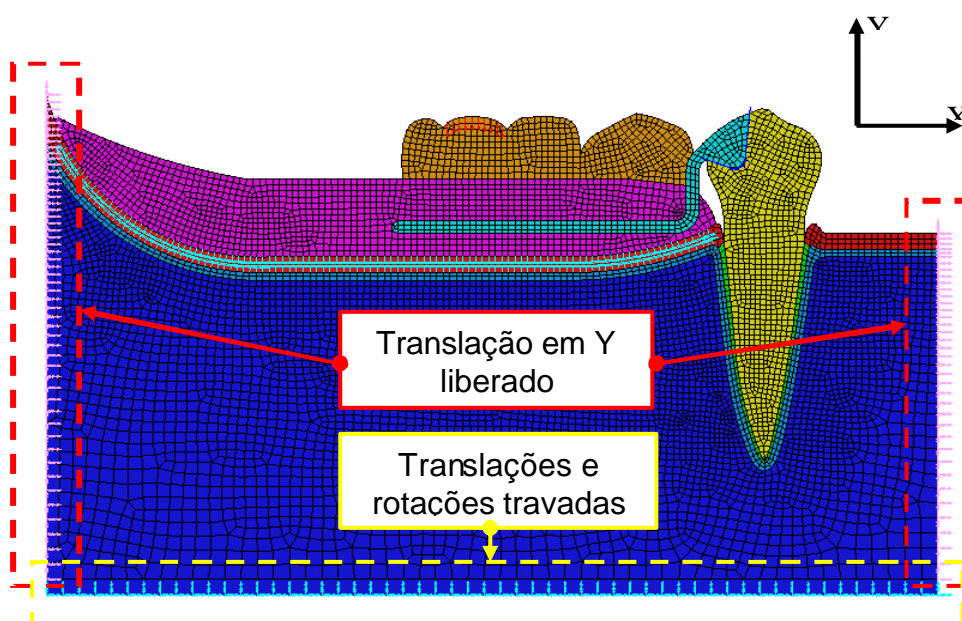


Figura 4.6 – Panorama da condição de contorno assumida durante o estudo: eixo X travado e Y liberado

O processamento das tensões geradas pela carga aplicada aos modelos matemáticos bidimensionais também foi obtido no programa IDEAS. Este programa é composto por pré-processador, solver e pós-processador. O IDEAS é utilizado largamente em Engenharia e Física, permitindo através de cálculos matemáticos, a visualização e interpretação (através de cores e dados numéricos) da distribuição interna das deformações e tensões geradas devido a uma aplicação de força sobre um modelo. As tensões geradas foram de tração e compressão.

Os critérios de interpretação para o presente estudo foram as análises de deformação, Tensão Máxima Principal (TMXP) e Tensão Mínima Principal (TMP), assim como utilizado por Craig e Farah (1978).

As análises do panorama de deformação das estruturas de suporte dos modelos A e B, com carregamentos 1 e 2, foram executadas. A deformação foi dada em milímetros e permitiu ser observada por unidade de comprimento. Já as TMXP e TMP foram dadas em N/mm^2 .

Neste estudo, optou-se pela utilização da TMXP e TMP, pois nestas tensões pode-se analisar o comportamento das TT e TC que agem sobre diferentes pontos de uma superfície, que no caso são as estruturas de suporte de uma PPREL. As tensões de tração e compressão correspondem à aposição e reabsorção na dinâmica óssea, sendo que a compreensão destas tensões são importantes para avaliarmos o comportamento biomecânico das estruturas de suporte de uma PPREL.

4.2.6 Regiões de tensões e deformações a serem analisadas nas diferentes estruturas dos modelos

Para a análise do comportamento da Tensão Máxima Principal, Tensão Mínima Principal e deformação, ocorridas quando da aplicação da carga concentrada sobre os dentes artificiais das próteses parciais removíveis nas duas condições de carregamento, selecionou-se as áreas mais significativas relacionadas diretamente com o efeito destas tensões e deformações e, suas correlações com o comportamento observado clinicamente (Quadro 4.7), o que se encontra de acordo com outros estudos, como Farah, MacGregor e Miller (1979), Liao e Chen (1990), Laganá (1996) e Lucas (2003).

Estruturas	Regiões das tensões internas	Símbolos
Raiz do 1 ^o pré-molar inferior	Região cervical, face mesial	A
	Região central, face mesial	B
	Região apical	C
	Região central, face distal	D
	Região cervical, face distal	E
Fibromucosa e osso alveolar sob a sela da PPR	Região abaixo do 2 ^o pré-molar inferior	F
	Região abaixo do 1 ^o molar inferior	G
	Região abaixo do 2 ^o molar inferior	H
	Região próxima à papila retromolar	I

Quadro 4.7 – Regiões de análise da Tensão Máxima Principal, Tensão Mínima Principal e Deformação e respectivos símbolos, avaliadas nas diferentes estruturas de MA e MB

O modelo a seguir mostra as regiões demarcadas através das letras (Figura 4.7):

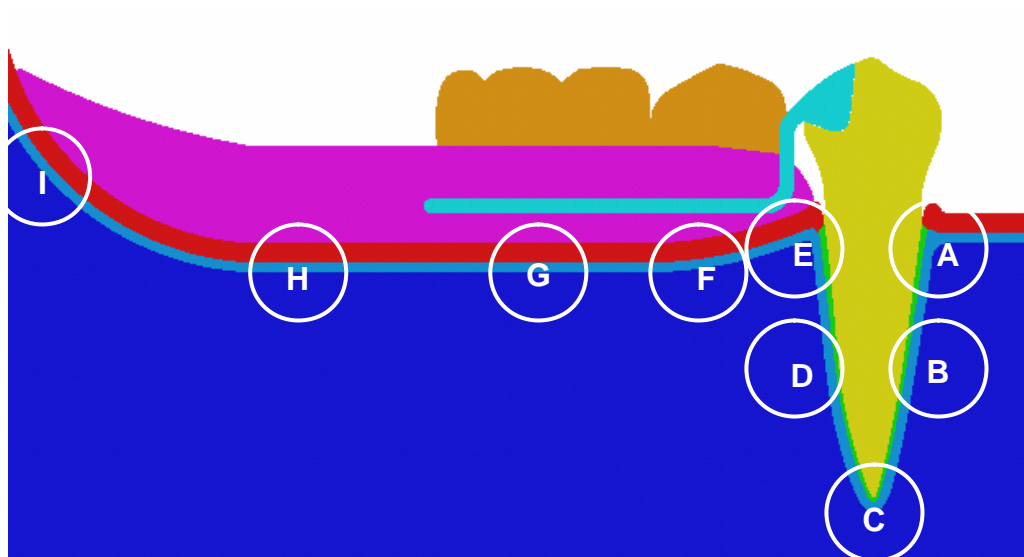


Figura 4.7 - Regiões de análise da TMXP, TMP e Deformação e respectivos símbolos, avaliadas nas diferentes estruturas de MA e MB

4.2.7 Procedimentos de análise

Com os resultados obtidos da análise matemática feita pelo programa I-DEAS, foi feito o seguinte procedimento para avaliação dos resultados:

- Análise qualitativa: realizada através da observação visual das imagens gráficas da TMXP, TMP e deformação ocorridas nas estruturas dos modelos, fornecidas pelo programa de computador e impressas.
- Análise quantitativa: realizada através da escala correspondente ao gradiente de cores que acompanha o modelo matemático do elemento finito. O gradiente fornece o valor máximo e o valor mínimo para cada cor que representa um intervalo de tensão ou deformação ocorrida em determinada região de uma estrutura.

Ao comparar-se os modelos entre si, busca-se obter valores máximos e mínimos da deformação, TMXP e TMP, nos pontos selecionados de acordo com a variação da forma de rebordo residual e condição de aplicação de força proposta em cada modelo.

Todos os valores das tensões resultantes (N/mm^2) e deformações (mm) foram colocados na forma de quadros e gráficos, para cada ponto estudado nos respectivos modelos. A partir daí, discuti-se as variações de acordo com a estrutura anatômica, isto é, foram avaliados as estruturas de suporte, tanto ao redor do primeiro pré-molar inferior, representado pelos pontos A, B, C, D e E, quanto sob a sela da prótese parcial removível na região de rebordo residual - fibromucosa e osso alveolar (pontos F, G, H e I).

Este critério proporcionou uma visualização numérica, possibilitando a comparação entre cada ponto nos seus respectivos modelos, determinando qual situação (modelo) é mais adequada para a proposição estudada.

5 RESULTADOS

Os resultados foram obtidos através da análise individual e comparativa das concentrações da Tensão Máxima Principal, Tensão Mínima Principal e deformação nos dois modelos matemáticos com formas de rebordo residual horizontal (MA) e rebordo descendente-ascendente (MB), em duas condições de carregamento diferentes nas seguintes estruturas: fibromucosa, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal.

Optou-se por fazer a análise das estruturas separadamente, pois apresentam propriedades mecânicas (Módulo de Elasticidade) distintas e, conseqüentemente, comportamentos distintos. Caso fosse feita a análise em conjunto das estruturas, aquela que apresentasse menor Módulo de Elasticidade, ou seja, menor rigidez, sofreria uma concentração de tensões superior ao que ocorre verdadeiramente e, as demais não sofreriam tensões, o que não é verídico.

No presente estudo, as TMAXP são caracterizadas por tensão de tração (TT) e representadas por números algébricos positivos (+). Já as TMP são caracterizadas por tensão de compressão (TC) e representadas por números algébricos negativos (-). Assim, quanto menor algebricamente a TMP, maior é a intensidade da tensão de compressão, pois deve ser vista em módulo.

Neste capítulo, são apresentados na forma de figuras os modelos matemáticos com as análises de tensões e deformações e, na forma de quadros e gráficos, a distribuição de seus valores quantificados, sendo

separado por estrutura no caso das figuras e por região no caso dos quadros e gráficos: dente suporte (primeiro pré-molar) e rebordo residual, conforme Quadro 4.7 e Figura 4.8.

5.1 Fibromucosa

5.1.1 deformação da fibromucosa de MA em C1 e C2

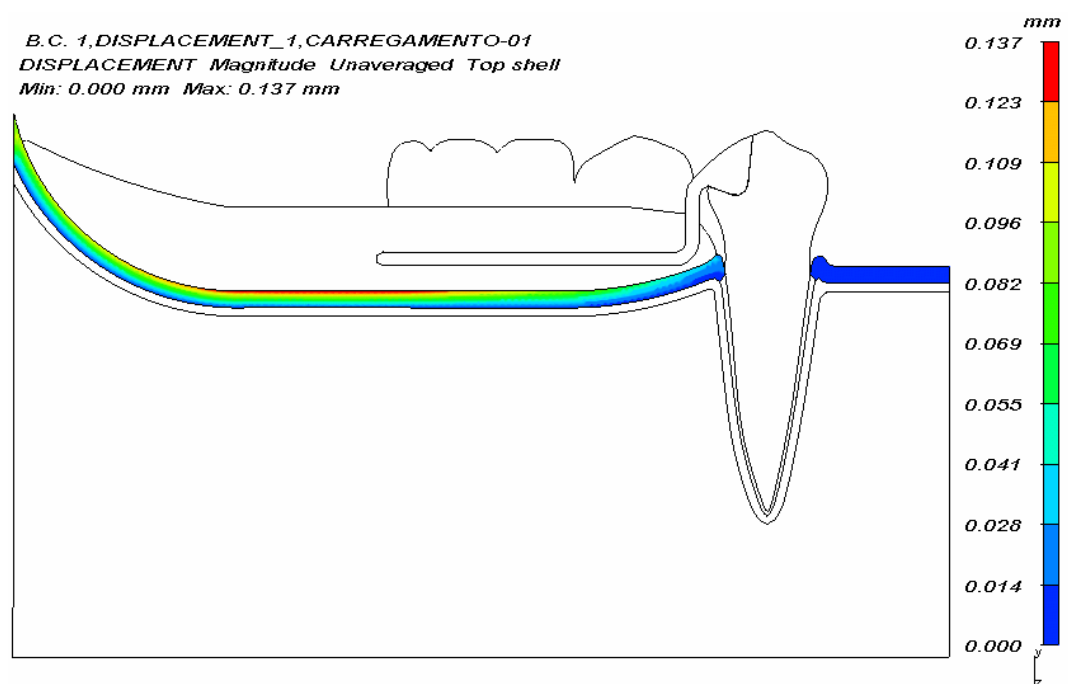


Figura 5.1 – Panorama de Deformação (mm) da Fibromucosa no MA para condição de carregamento 1 (C1)

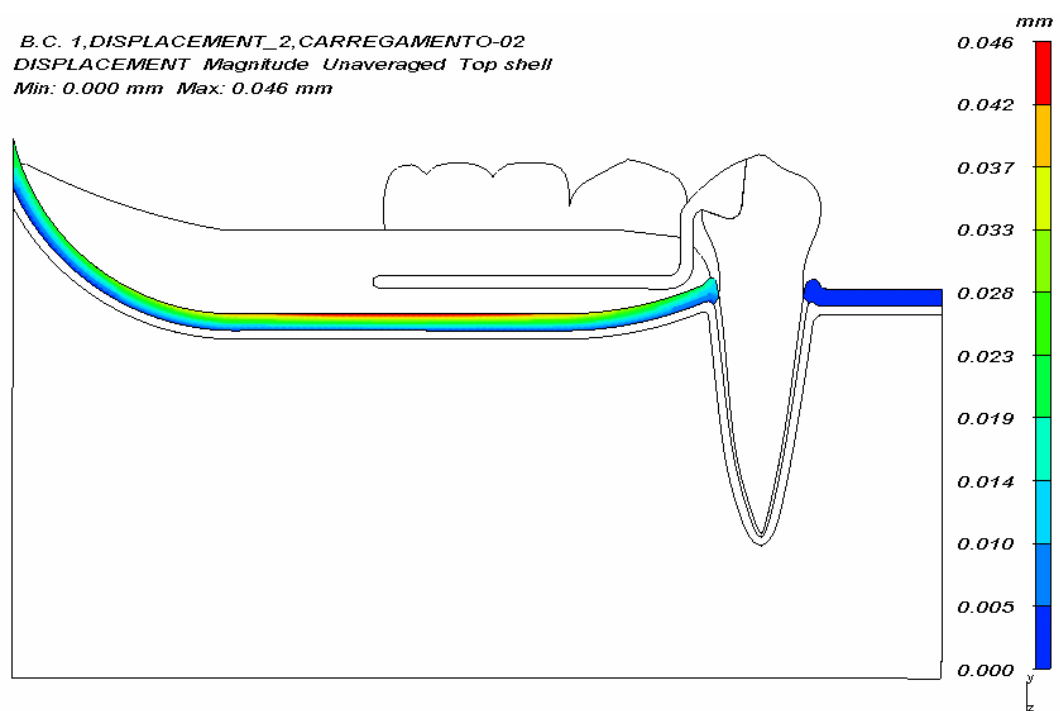


Figura 5.2 – Panorama de Deformação (mm) da Fibromucosa no MA para condição de carregamento 2 (C2)

Com base nos mapas de deformação (Figuras 5.1 e 5.2), pode-se observar que o deslocamento máximo observado na Fibromucosa do MA para carregamento 1, ocorreu na região abaixo do ponto de aplicação de carga, ou seja, abaixo da porção distal do 1^o molar e porção mesial do 2^o molar (0,137 mm). Já o deslocamento mínimo pode ser visualizado principalmente na área de gengiva inserida ao redor do dente suporte (0-0,014 mm) e também na região de trígono retromolar.

Na condição de carregamento 2, as áreas de maior e menor deformação da Fibromucosa permaneceram muito semelhantes, alterando apenas a intensidade de deformação. O maior deslocamento foi de 0,046 mm e o menor deslocamento foi de 0-0,005 mm.

5.1.2 deformação da fibromucosa de MB em C1 e C2

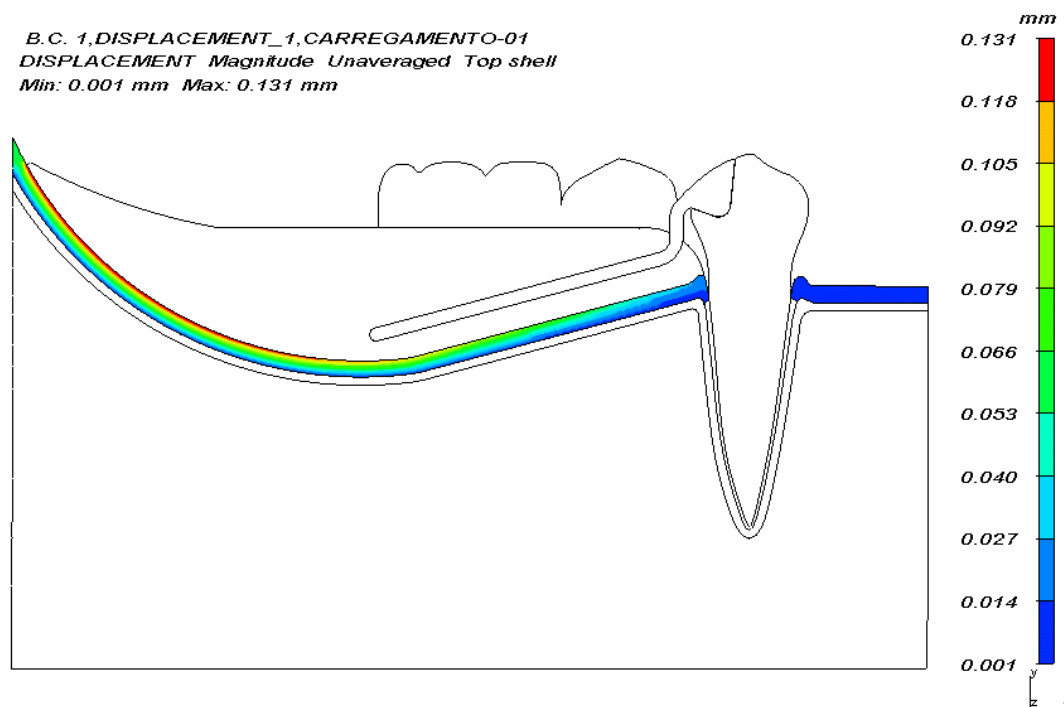


Figura 5.3 – Panorama de Deformação (mm) da Fibromucosa no MB para C1

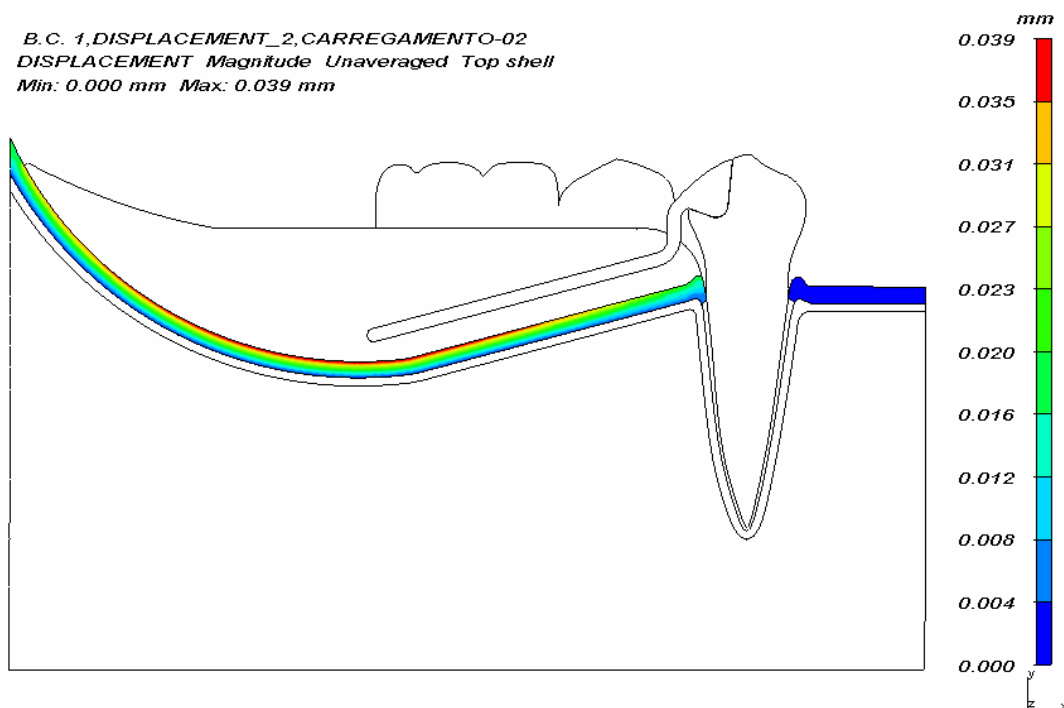


Figura 5.4 – Panorama de Deformação (mm) da Fibromucosa no MB para C2

No mapa geral de deformação de MB, sob a condição de carregamento 1 (Figura 5.3), a Fibromucosa apresentou a maior deformação na porção ascendente do rebordo residual (0,131 mm) e a menor deformação na área de gengiva inserida ao redor do dente suporte, principalmente por mesial (0,001-0,014 mm).

Durante o carregamento 2 (Figura 5.4), a maior deformação da fibromucosa é observada no rebordo residual, na região descendente a partir do 1^o molar até a região de trígono retromolar na porção ascendente (0,039 mm). A área que apresentou menor deformação foi a região cervical da face mesial do dente suporte (0-0,004 mm).

5.1.3 comparação da deformação da fibromucosa de MA e MB em C1 e C2

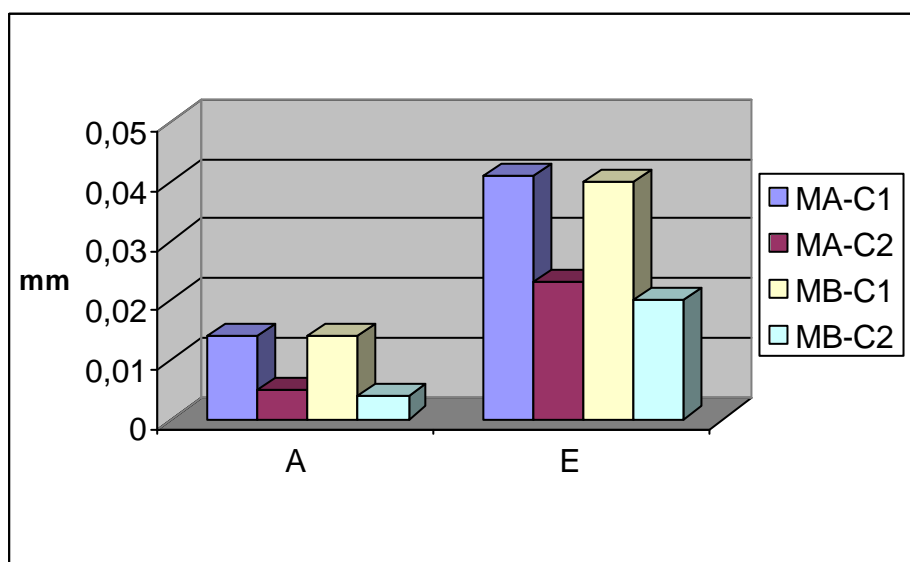


Gráfico 5.1 - Deformação da Gengiva ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

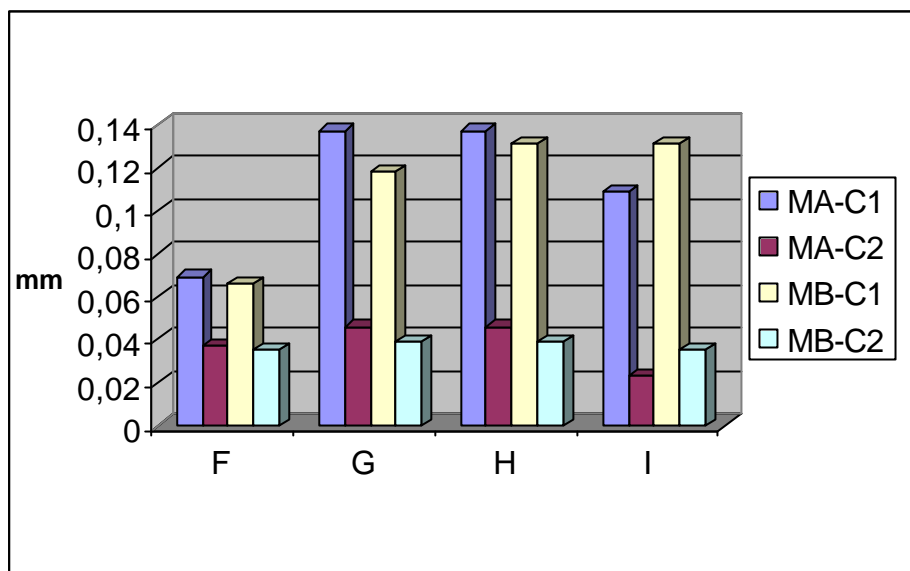
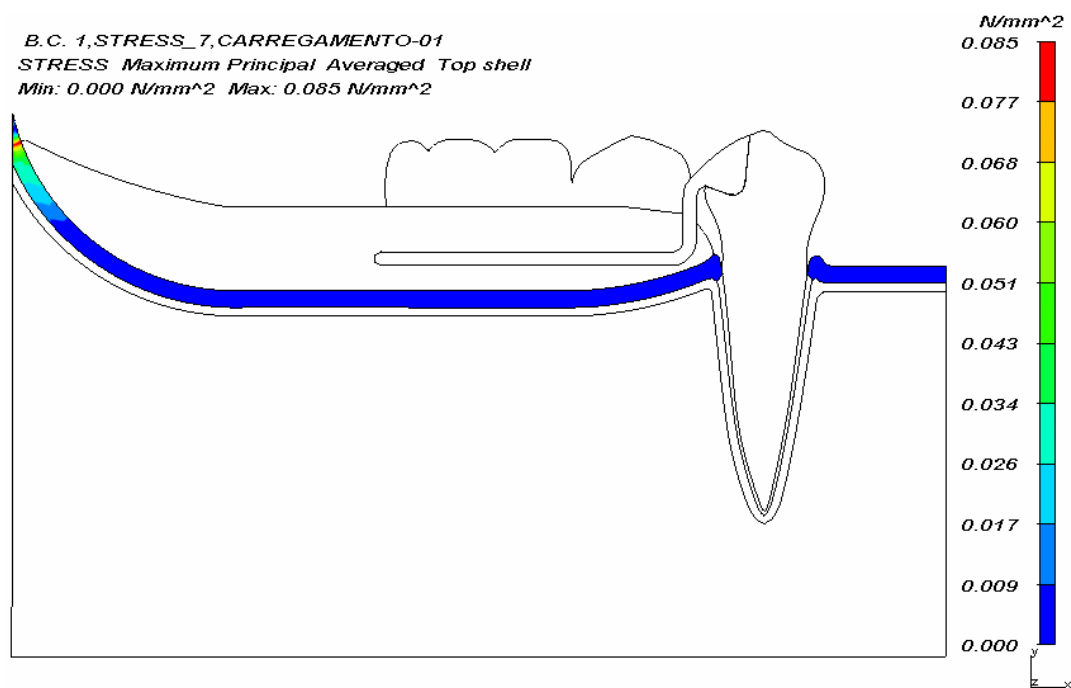
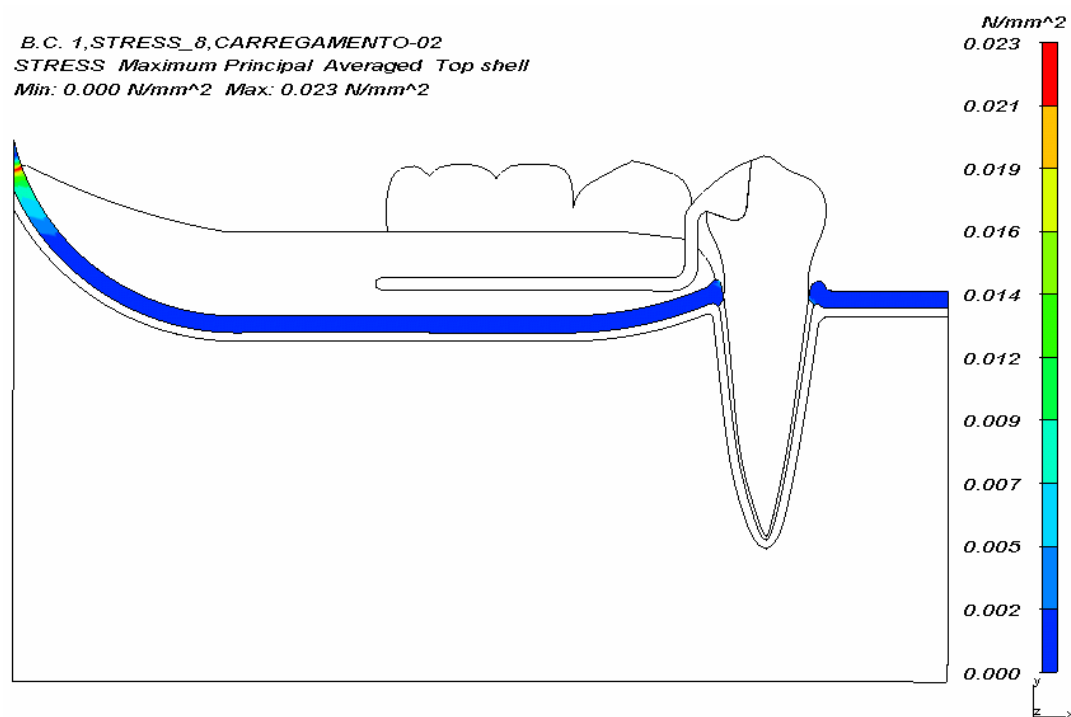


Gráfico 5.2 - Deformação da Fibromucosa no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a deformação mínima, em ambos os modelos, ocorreu ao redor do dente suporte, apresentando maior intensidade no ponto E durante o carregamento 1.

A região de rebordo residual apresentou as deformações máximas em MA e MB, sendo que em MB a extensão de deformação máxima foi maior, englobando até a região de trígono retromolar. As condições que apresentaram intensidades mais elevadas de deformação foram MA-C1 (pontos G e H) e MB-C1 (pontos G, H e I).

5.1.4 TMAP da fibromucosa de MA em C1 e C2

Figura 5.5 – Panorama de TMAP (N/mm²) da Fibromucosa no MA para C1Figura 5.6 – Panorama de TMAP (N/mm²) da Fibromucosa no MA para C2

Nos mapas de TMXP para a Fibromucosa do MA (Figuras 5.5 e 5.6), pode-se observar que o valor de tensão máxima foi notado na região de trígono retromolar ($0,085 \text{ N/mm}^2$) e o valor de tensão mínima de $0-0,009 \text{ N/mm}^2$ foi observado em toda a fibromucosa restante do rebordo residual e gengiva inserida do dente suporte durante o carregamento 1.

Durante a condição de carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram muito semelhantes, alterando apenas os valores das tensões. O valor de tensão máxima observada na Fibromucosa durante o carregamento 2 foi de $0,023 \text{ N/mm}^2$ e de tensão mínima foi de $0-0,002 \text{ N/mm}^2$.

5.1.5 TMXP da fibromucosa de MB em C1 e C2

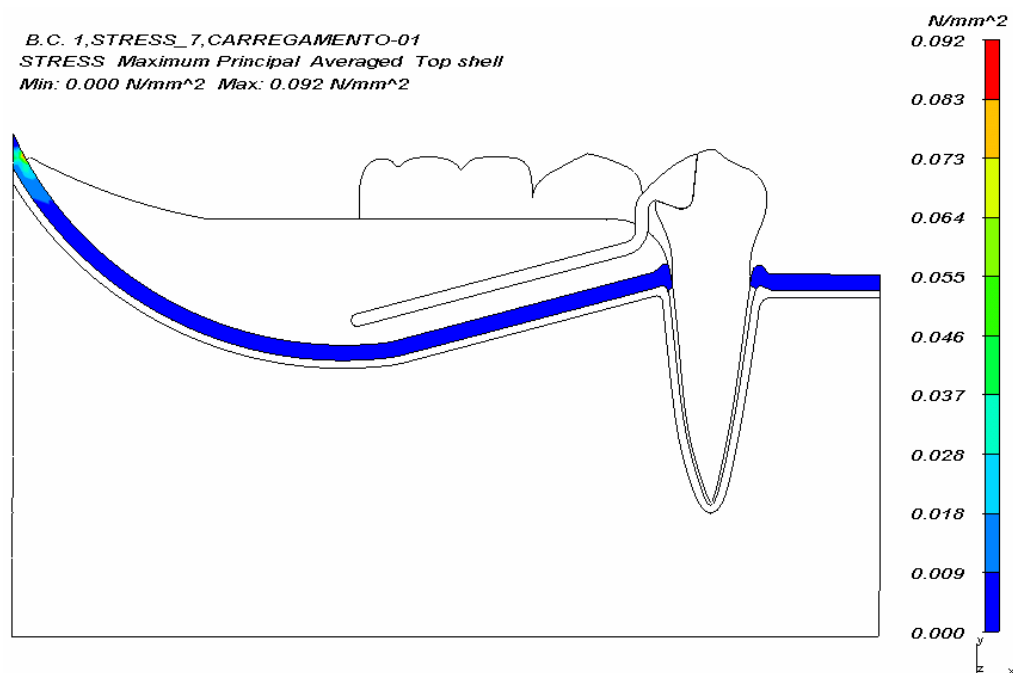


Figura 5.7 – Panorama de TMXP (N/mm^2) da Fibromucosa no MB para C1

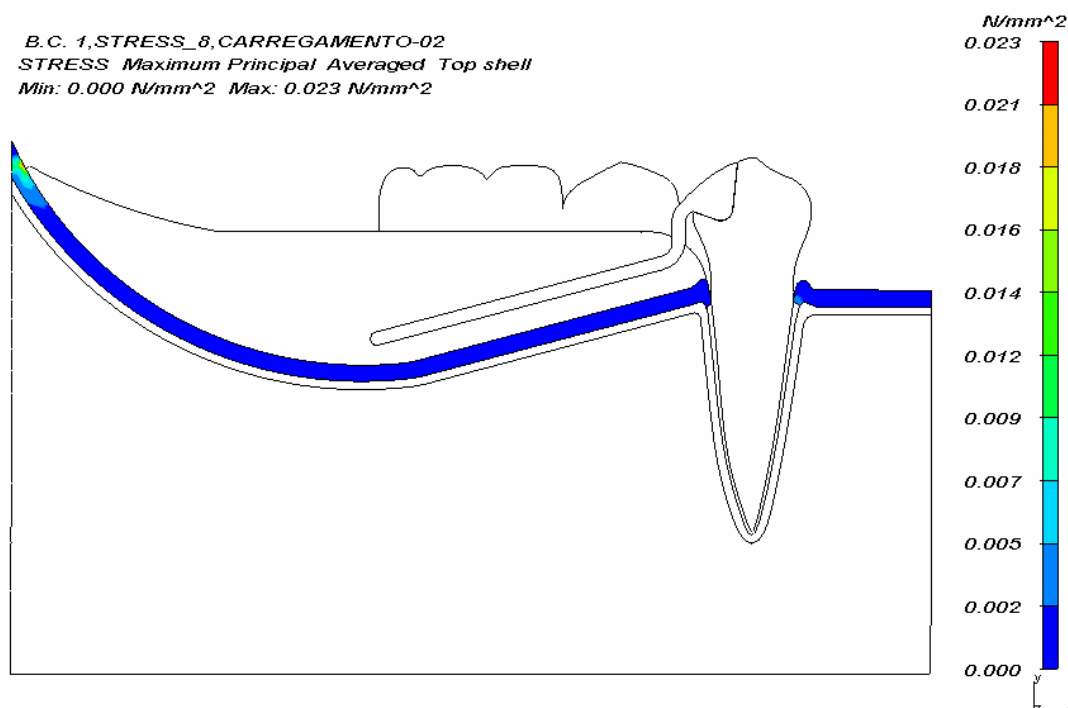


Figura 5.8 – Panorama de TMXP (N/mm²) da Fibromucosa no MB para C2

Nos mapas de TMXP para a Fibromucosa do MB (Figuras 5.7 e 5.8), pode-se observar que o valor de tensão máxima foi notado na região de trígono retromolar e o valor de tensão mínima foi observada no restante do rebordo residual e na porção mesial ao dente suporte durante os carregamentos 1 e 2.

Durante o carregamento 1, a tensão máxima foi de 0,092 N/mm² e a tensão mínima foi de 0-0,009 N/mm². No carregamento 2, estes valores foram de 0,023 N/mm² e 0-0,002 N/mm², respectivamente.

5.1.6 comparação da T_{MX}P da fibromucosa de MA e MB em C1 e C2

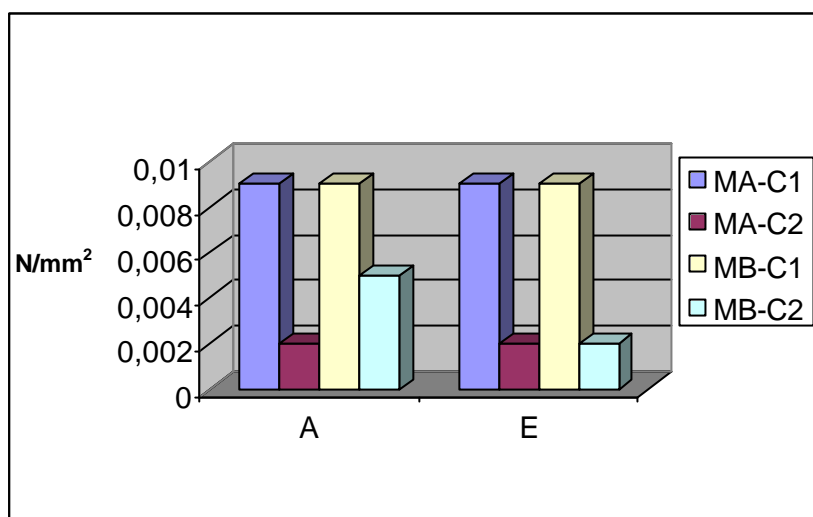


Gráfico 5.3 - T_{MX}P da Gengiva ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

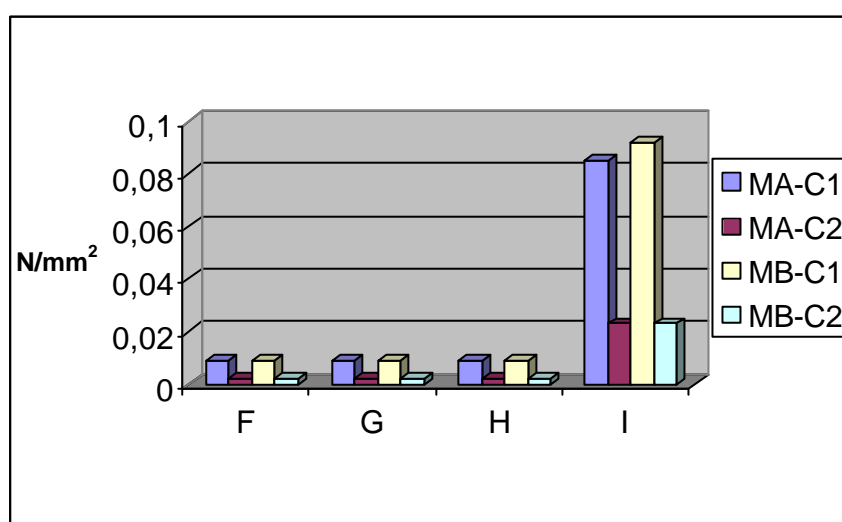


Gráfico 5.4 - T_{MX}P da Fibromucosa no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a máxima tensão de tração, em ambos os modelos, ocorreu na região de trígono retromolar, apresentando maior intensidade no ponto I durante o carregamento 1 de MB.

A região ao redor do dente suporte e o restante do rebordo residual apresentaram as TMAX mínimas em MA e MB, sendo que as intensidades foram maiores durante o carregamento 1 tanto para MA quanto para MB.

5.1.7 TMP da fibromucosa de MA em C1 e C2

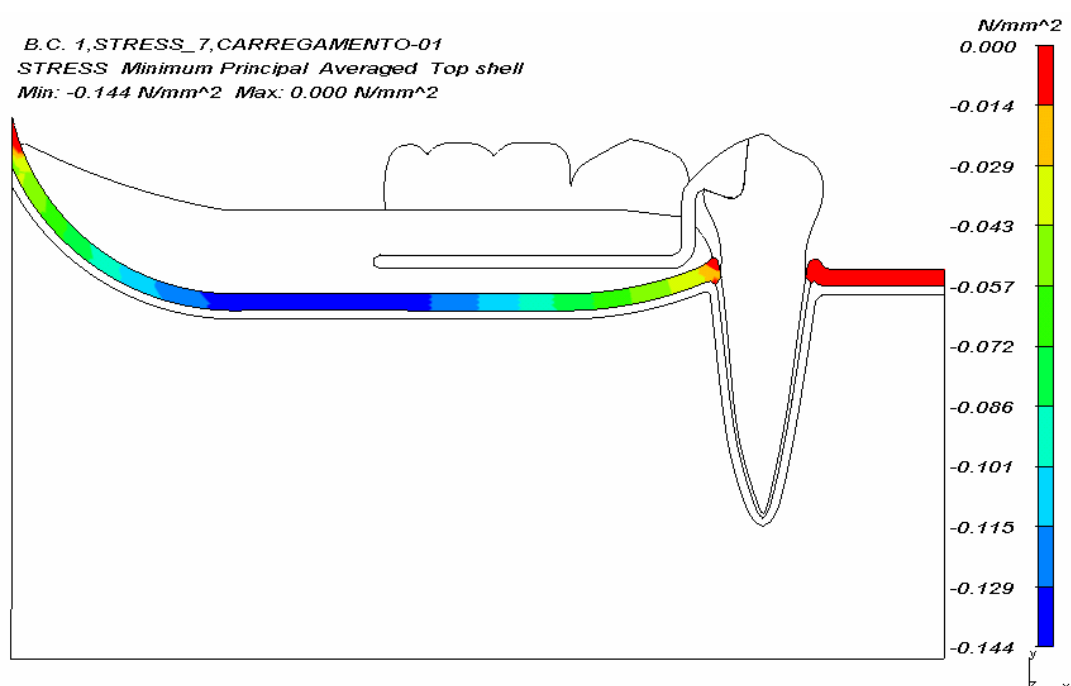


Figura 5.9 – Panorama de TMAX (N/mm²) da Fibromucosa no MA para C1

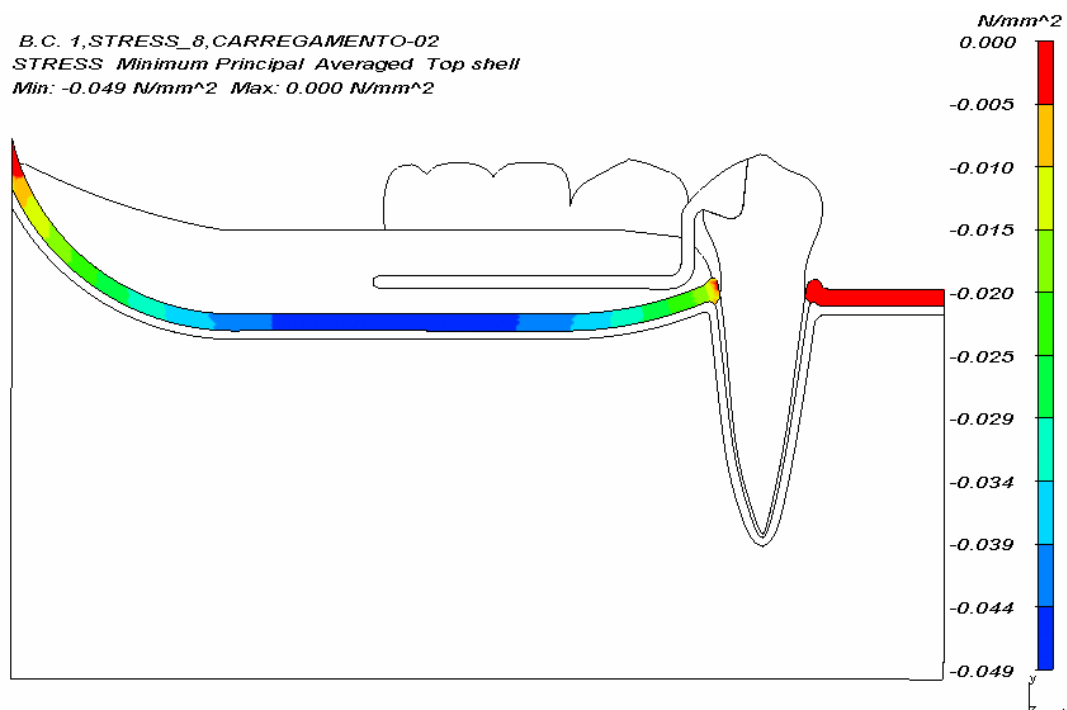
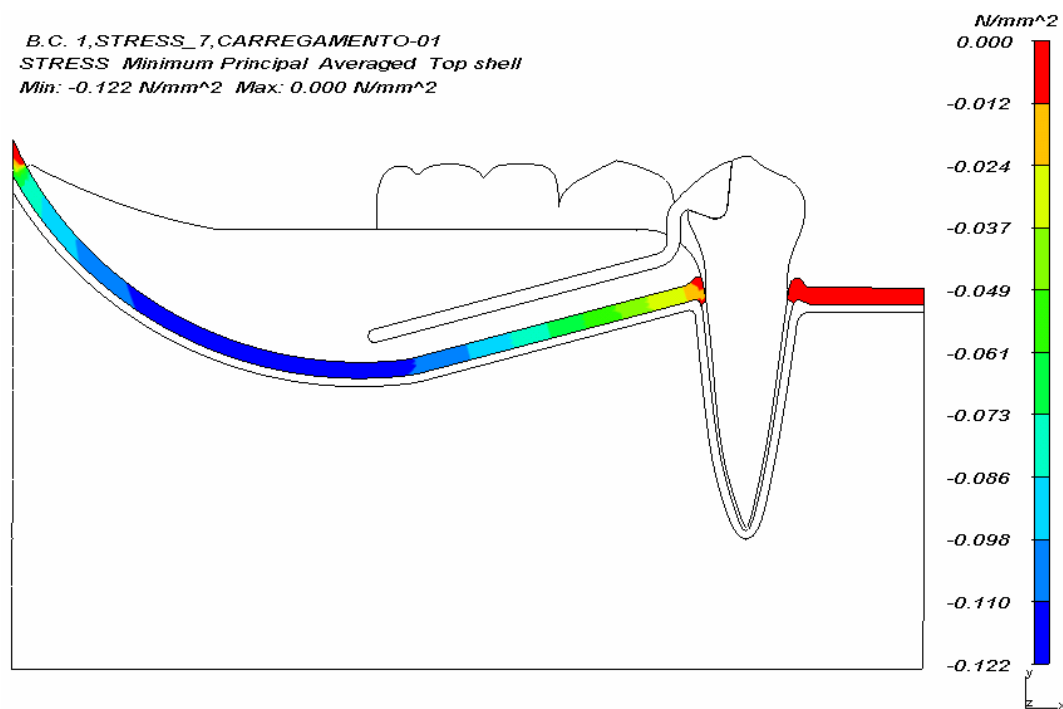
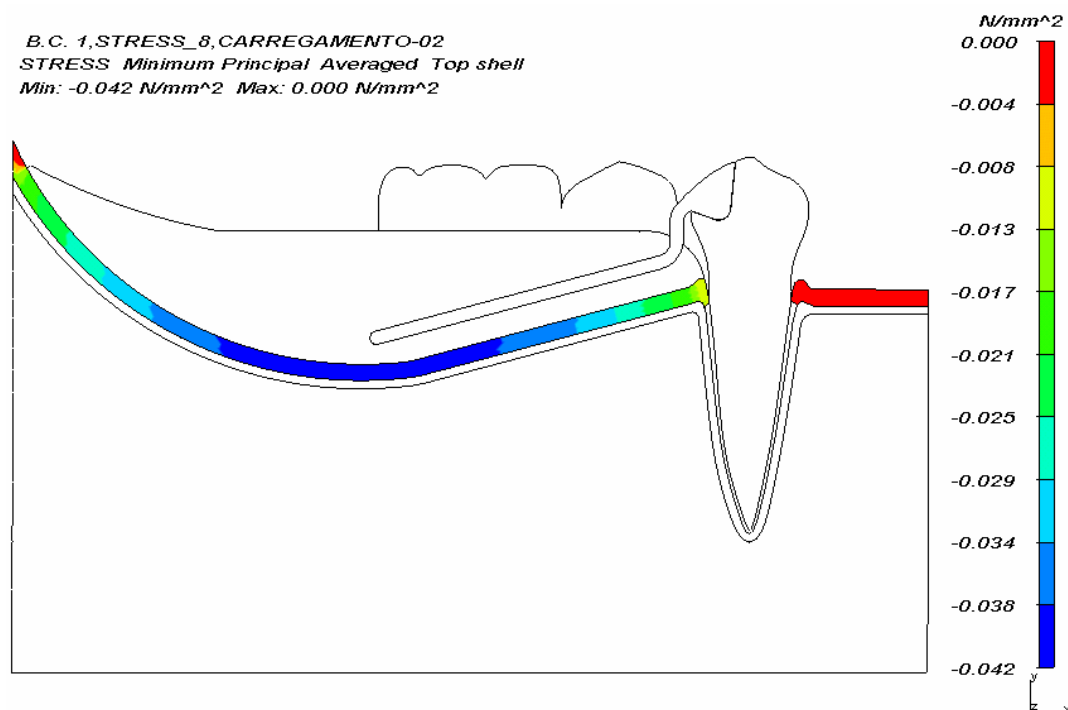


Figura 5.10 – Panorama de TMP (N/mm²) da Fibromucosa no MA para C2

Com base nos mapas de TMP para a Fibromucosa do MA (Figuras 5.9 e 5.10), pode-se observar que o valor máximo foi notado na região de rebordo residual, abaixo do 1^o e 2^o molares (0,144 N/mm²) e o valor mínimo de 0-0,014 N/mm² foi observado na região de trígono retromolar e gengiva inserida do dente suporte, principalmente na mesial durante o carregamento 1.

Durante o carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram semelhantes, sendo que a máxima estendeu-se por uma área maior no rebordo residual e a mínima concentrou-se ainda mais na mesial do dente suporte. O valor máximo observado foi de 0,049 N/mm² e de tensão mínima foi de 0-0,005 N/mm².

5.1.8 TMP da fibromucosa de MB em C1 e C2

Figura 5.11 – Panorama de TMP (N/mm²) da Fibromucosa no MB para C1Figura 5.12 – Panorama de TMP (N/mm²) da Fibromucosa no MB para C2

Com base nos mapas de TMP para a Fibromucosa do MB (Figuras 5.11 e 5.12), pode-se observar que o valor máximo foi notado na região de rebordo residual, abaixo do 1º molar em direção à parte ascendente do rebordo ($0,122 \text{ N/mm}^2$) e o valor mínimo de $0-0,012 \text{ N/mm}^2$ foi observado na região de trígono retromolar e gengiva inserida ao redor do dente suporte, principalmente na mesial durante o carregamento 1.

Durante o carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram semelhantes, sendo que a máxima estendeu-se por uma área maior no rebordo residual abrangendo também parte da descendência do rebordo e, a mínima concentrou-se ainda mais na mesial do dente suporte. O valor máximo observado foi de $0,042 \text{ N/mm}^2$ e de tensão mínima foi de $0-0,004 \text{ N/mm}^2$.

5.1.9 comparação da TMP da fibromucosa de MA e MC em C1 e C2

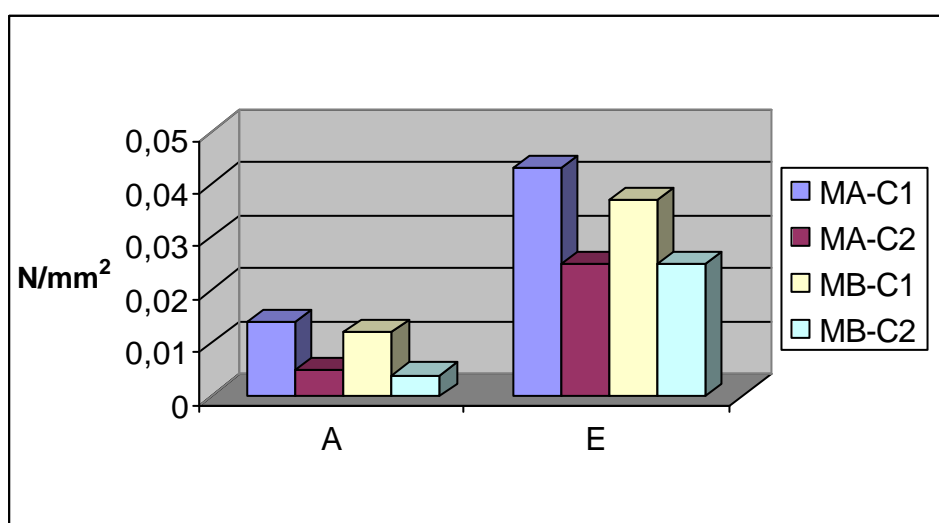


Gráfico 5.5 - TMP da Gengiva ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

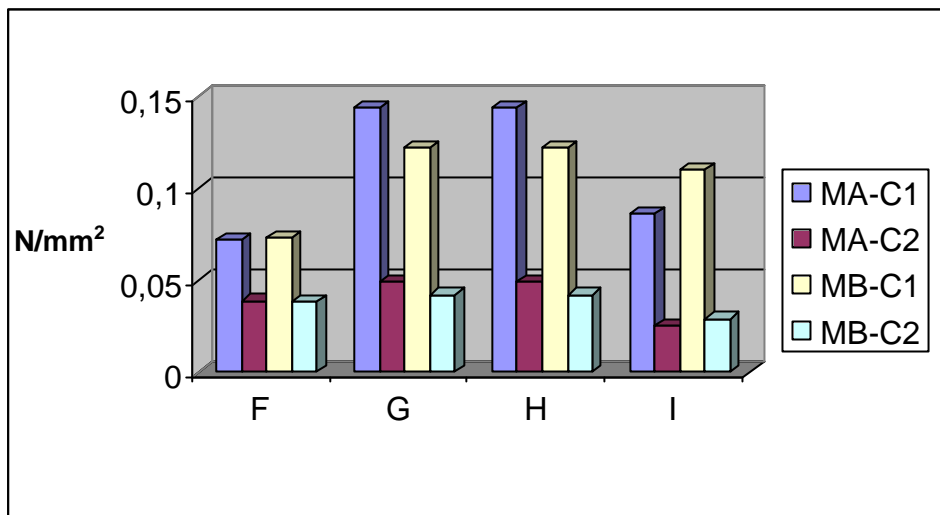


Gráfico 5.6 - TMP da Fibromucosa no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a máxima tensão de compressão, em ambos os modelos, ocorreu na região de rebordo residual, sendo que a extensão da área de compressão máxima foi maior em MB-C2 e a maior intensidade foi em MA-C1 (pontos G e H).

A região ao redor do dente suporte, principalmente por mesial e a região do trígono retromolar apresentaram as tensões de compressão mínimas em MA e MB, sendo que as intensidades foram maiores durante o carregamento 1 tanto para MA quanto para MB.

5.2 Osso Cortical

5.2.1 deformação do osso cortical de MA em C1 e C2

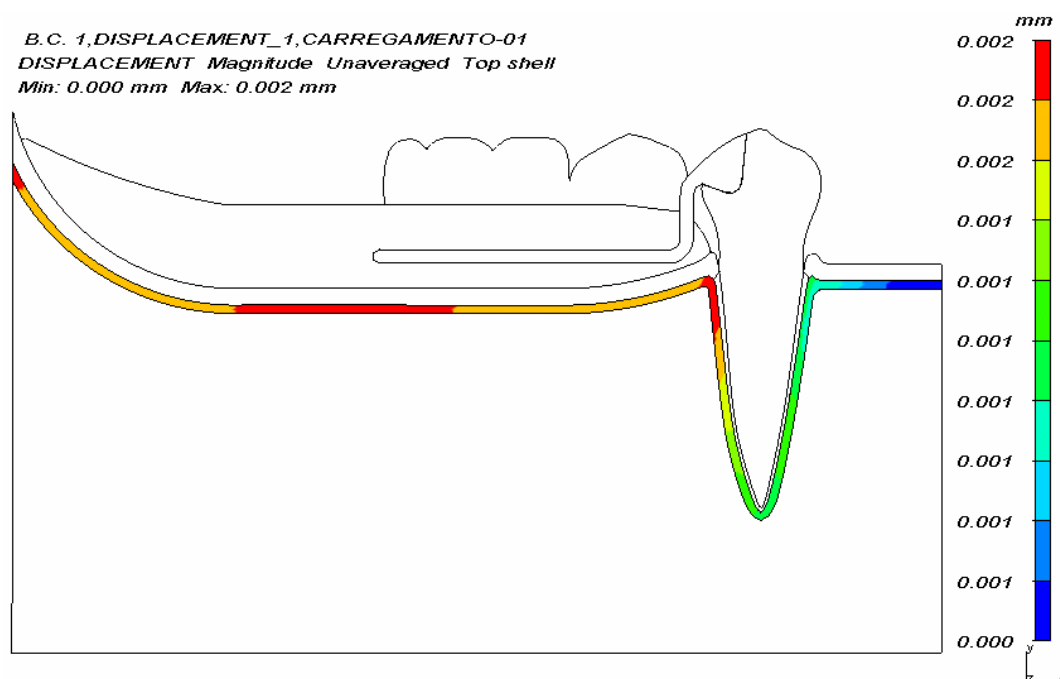


Figura 5.13 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Cortical no MA para C1

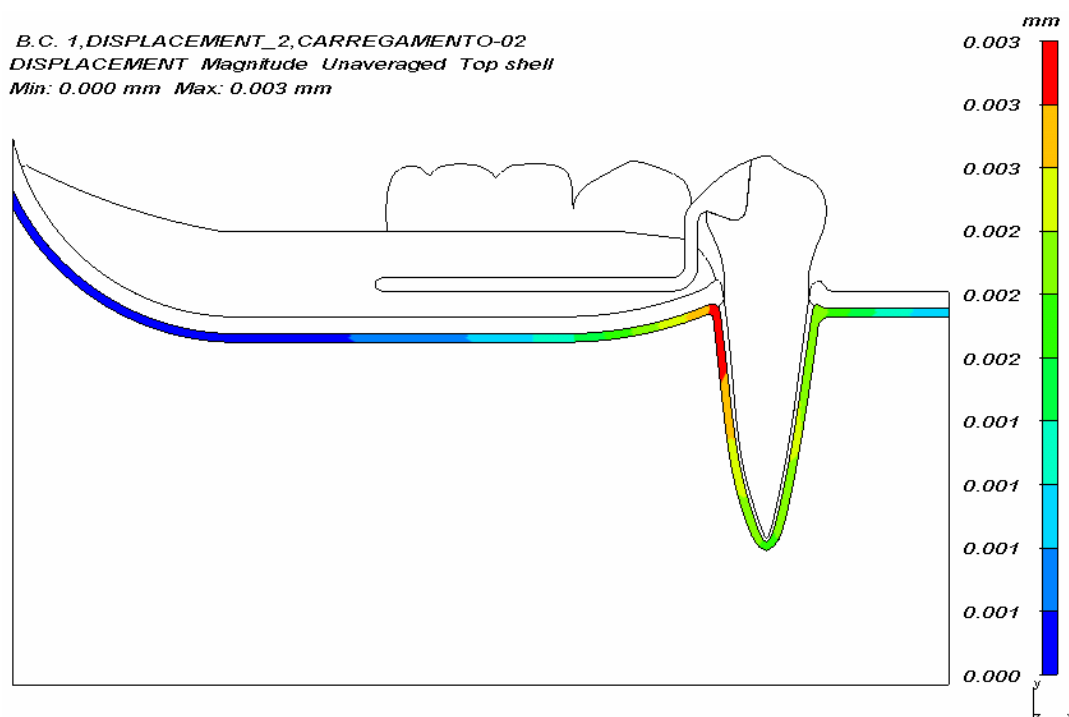


Figura 5.14 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Cortical no MA para condição C2

Observando os mapas de Deformação do Osso Cortical no MA para o carregamento 1 (Figura 5.13), nota-se que o deslocamento máximo ocorreu em todo o rebordo residual, principalmente abaixo da distal do 1º molar e mesial do 2º molar, na região de trígono retromolar e no terço cervical da face distal do dente suporte (0,002 mm) e, o deslocamento mínimo ocorreu no terço cervical da face mesial do dente suporte (0-0,001).

Já no carregamento 2 (Figura 5.14), a maior deformação aconteceu nos terços cervical e médio da face distal do dente suporte (0,003 mm) e a menor deformação pode ser visualizada desde a região de trígono retromolar até o 1º molar (0-0,001 mm).

5.2.2 deformação do osso cortical de MB em C1 e C2

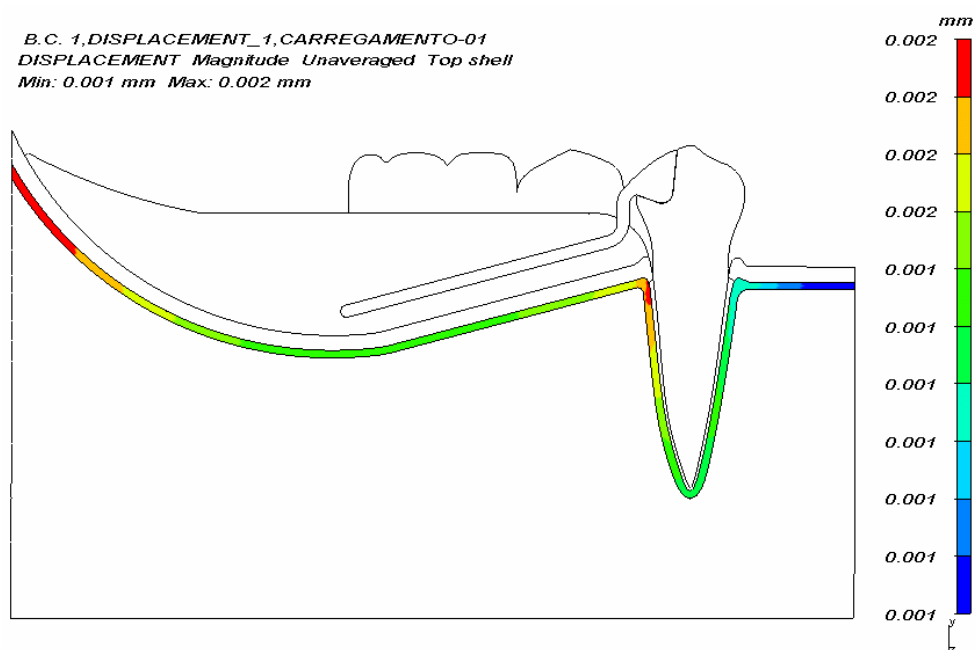


Figura 5.15 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Cortical no MB para C1

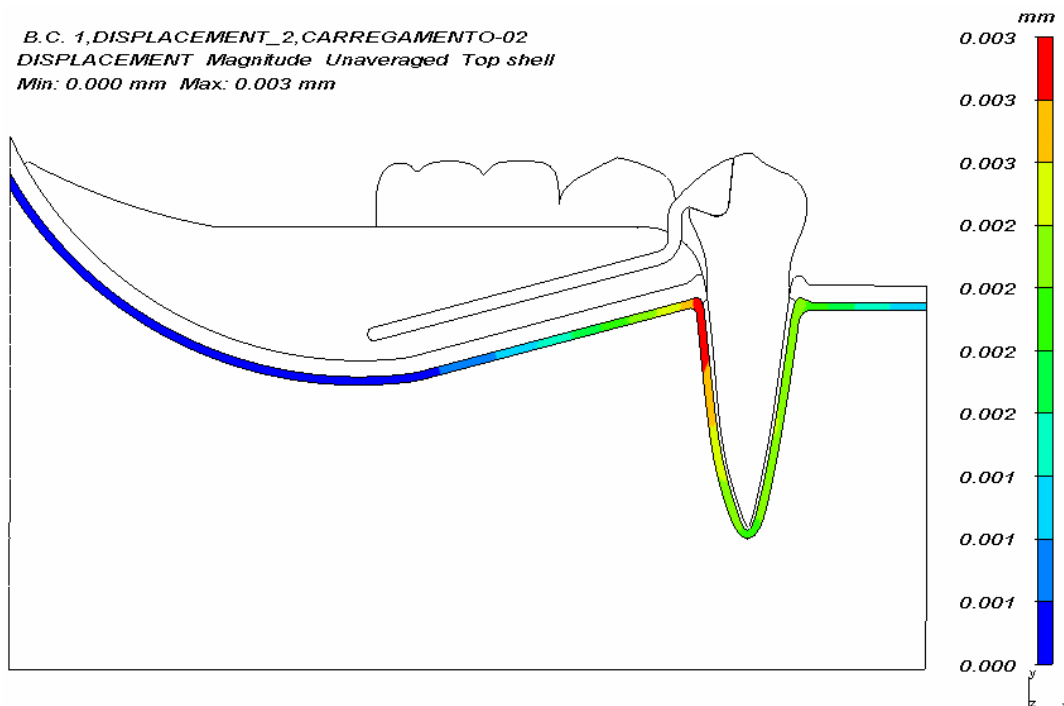


Figura 5.16 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Cortical no MB para C2

Observando os mapas de Deformação do Osso Cortical no MB para o carregamento 1 (Figura 5.15), nota-se que o deslocamento máximo ocorreu na região cervical da face distal do dente suporte e na região de trígono retromolar (0,002 mm) e, o deslocamento mínimo ocorreu no terço cervical da face mesial do dente suporte (0,001 mm).

Já no carregamento 2 (Figura 5.16), a maior deformação aconteceu somente na região cervical da face distal do dente suporte (0,003 mm) e a menor deformação pode ser visualizada a partir do 1º molar em direção a parte ascendente do rebordo residual até a região de trígono retromolar (0-0,001 mm).

5.2.3 comparação da deformação do osso cortical de MA e MB em C1 e C2

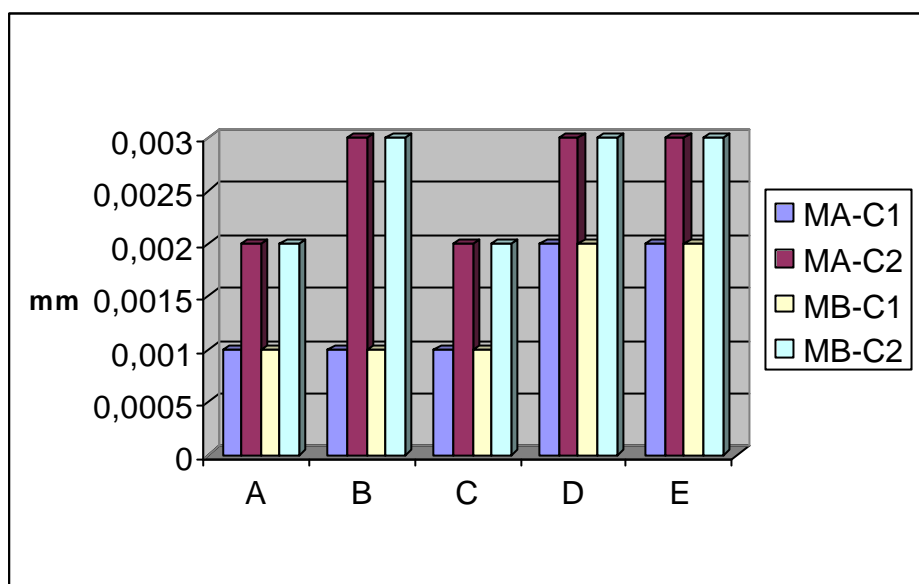


Gráfico 5.7 - Deformação do Osso Cortical ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

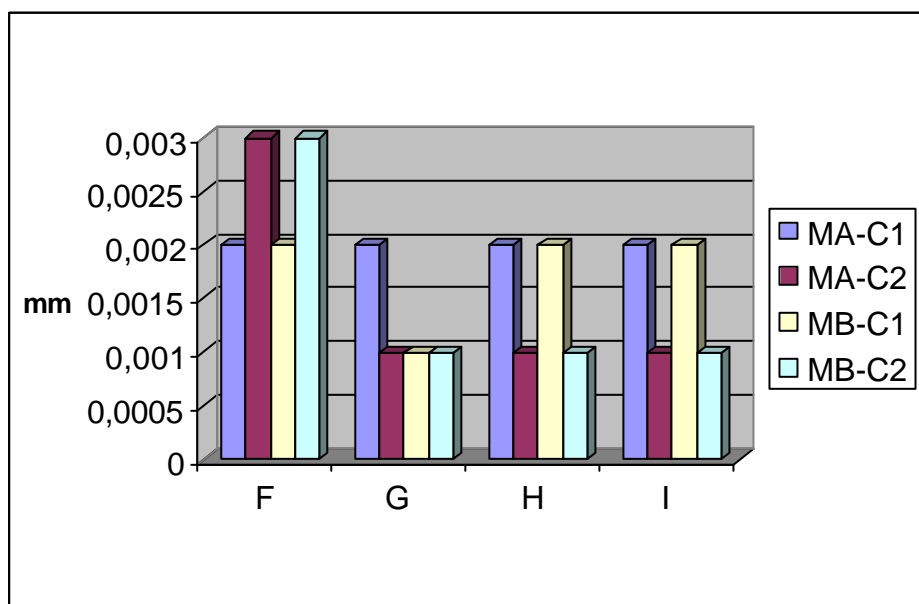


Gráfico 5.8 - Deformação do Osso Cortical no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a deformação máxima ocorrida durante o carregamento 2, concentrou-se ao redor do dente suporte, no terço médio da face mesial (ponto B) e terços médio e cervical da face distal (pontos D e E), apresentando intensidades iguais.

Na região de rebordo residual, a área mais solicitada foi o ponto F de MA e MB durante o carregamento 2. As demais regiões do rebordo residual nesta condição de carregamento praticamente não foram solicitadas. Já durante o carregamento 1, todo o rebordo foi solicitado em MA e apenas a região próxima ao trígono retromolar e dente suporte em MB (pontos F, H e I).

5.2.4 TMXP do osso cortical de MA em C1 e C2

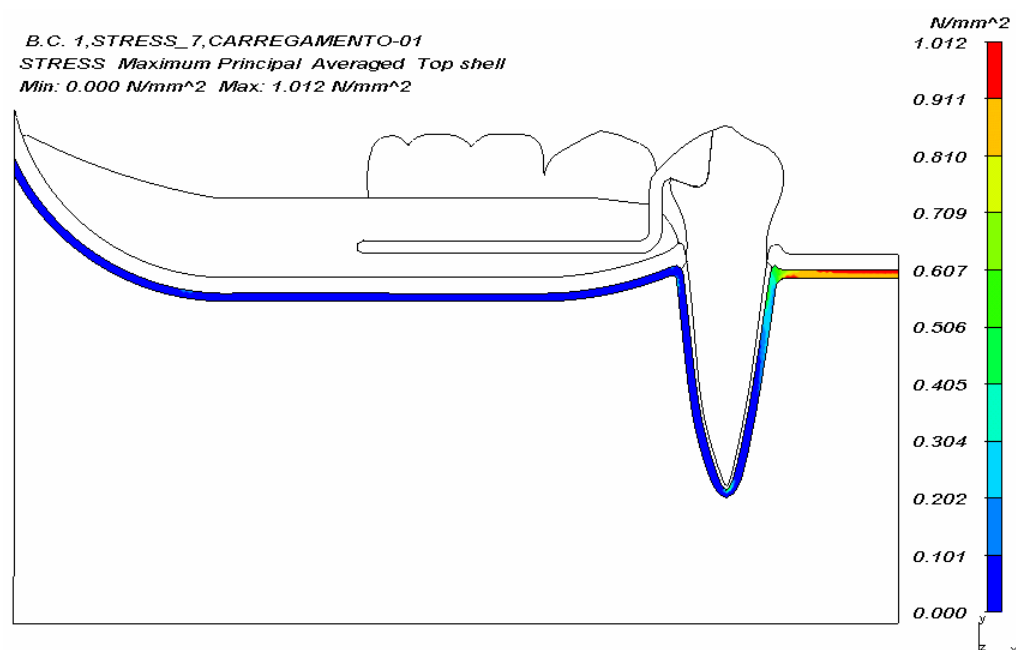


Figura 5.17 – Panorama de TMXP (N/mm²) do Osso Cortical no MA para C1

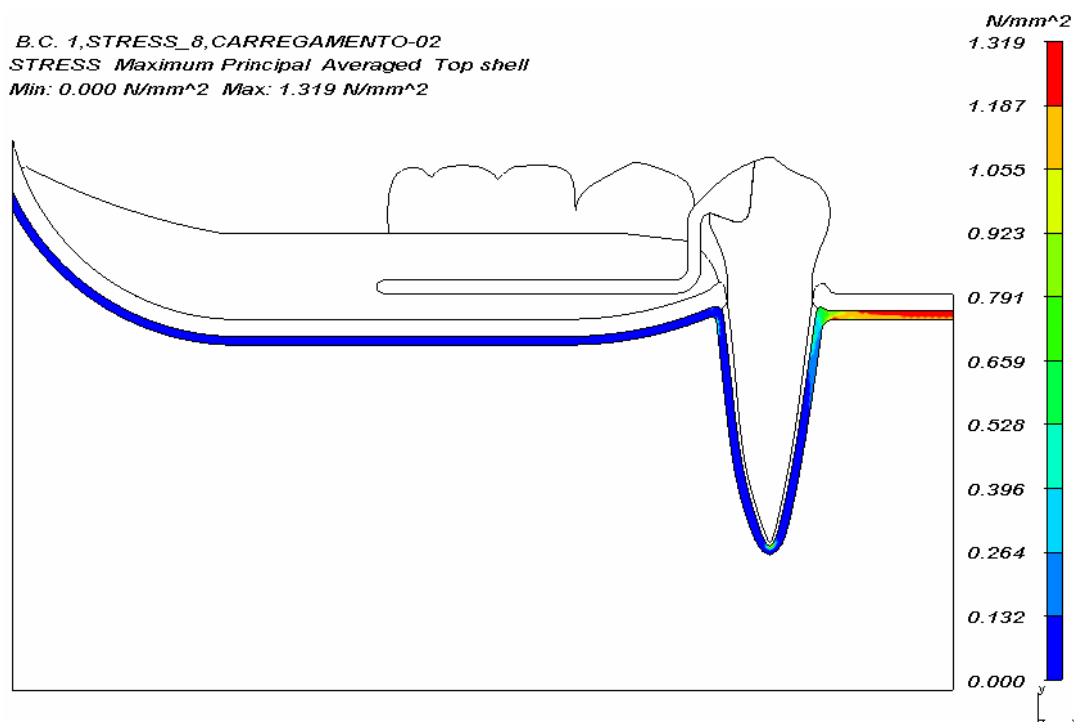
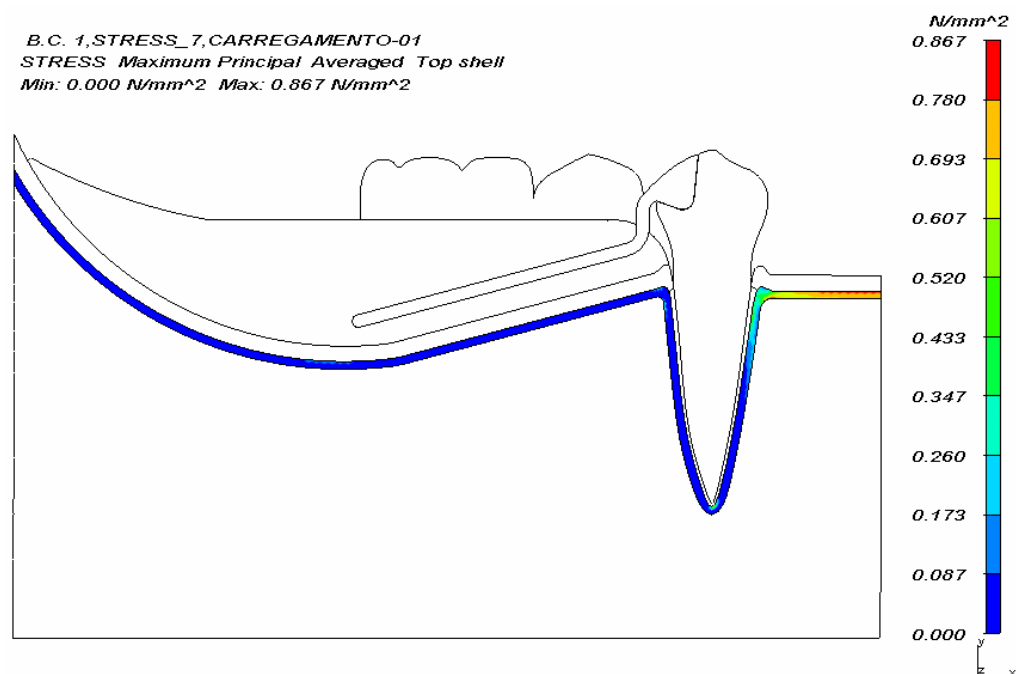
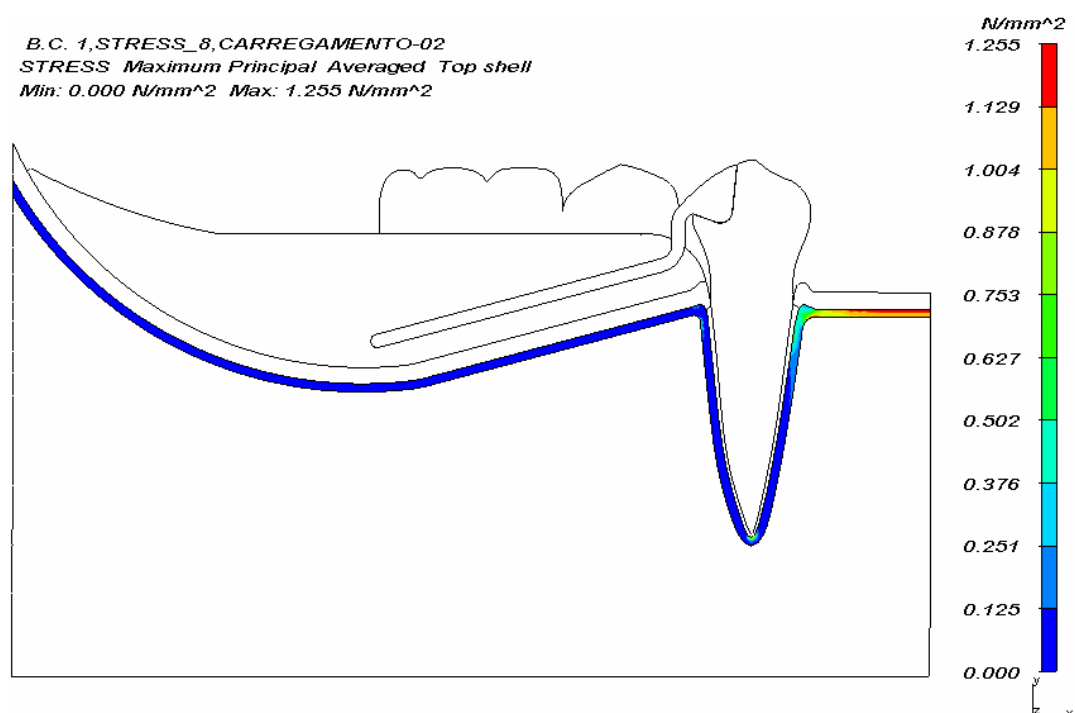


Figura 5.18 – Panorama de TMXP (N/mm²) do Osso Cortical no MA para C2

Nos mapas de TMXP para o Osso Cortical do MA (Figuras 5.17 e 5.18), pode-se observar que o valor de tensão máxima foi notado no terço cervical da face mesial do dente suporte (1,012 N/mm²) e o valor de tensão mínima de 0-0,101 N/mm² foi observada nos terços médio e apical da face mesial do dente suporte, em toda a face distal deste e praticamente em toda a extensão do rebordo residual durante o carregamento 1.

Durante a condição de carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram muito semelhantes, alterando apenas os valores das tensões. O valor de tensão máxima observada foi de 1,319 N/mm² e de tensão mínima foi de 0-0,132 N/mm².

5.2.5 TMAP do osso cortical de MB em C1 e C2

Figura 5.19 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Osso Cortical no MB para C1Figura 5.20 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Osso Cortical bromucosa no MB para C2

Nos mapas de TMXP para o Osso Cortical do MB (Figuras 5.19 e 5.20), pode-se observar que o valor de tensão máxima foi notado no terço cervical da face mesial do dente suporte ($0,867 \text{ N/mm}^2$) e o valor de tensão mínima de $0-0,087 \text{ N/mm}^2$ foi observada nos terços médio e apical da face mesial do dente suporte, em toda a face distal deste e em toda a extensão do rebordo residual durante o carregamento 1.

Durante o carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram muito semelhantes, alterando apenas os valores das tensões. O valor de tensão máxima observada foi de $1,255 \text{ N/mm}^2$ e de tensão mínima foi de $0-0,125 \text{ N/mm}^2$.

5.2.6 comparação da TMXP do osso cortical de MA e MB em C1 e C2

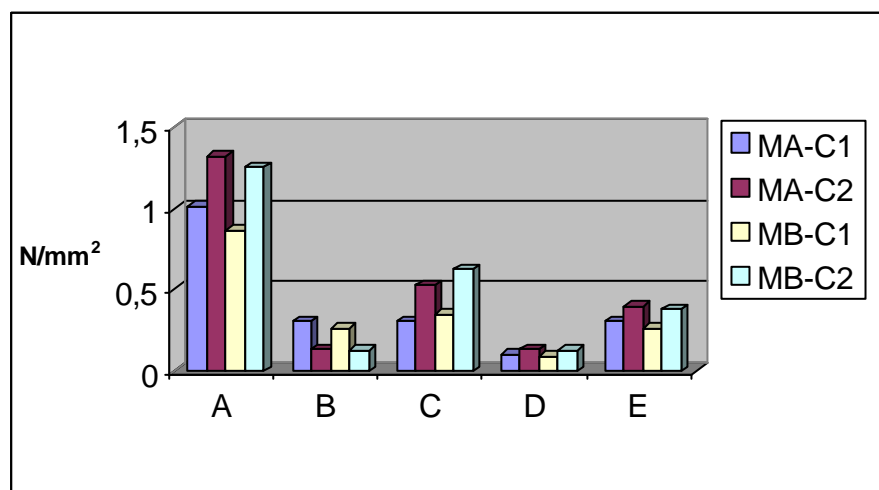


Gráfico 5.9 - TMXP do Osso Cortical ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

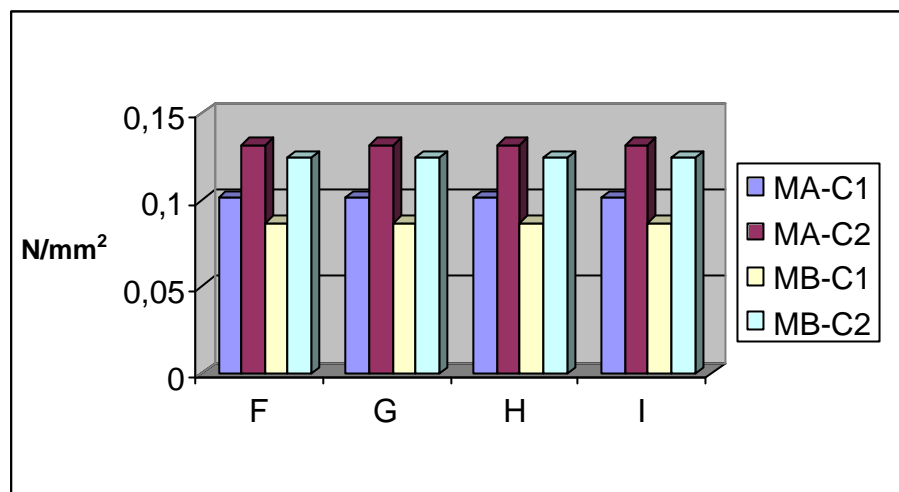
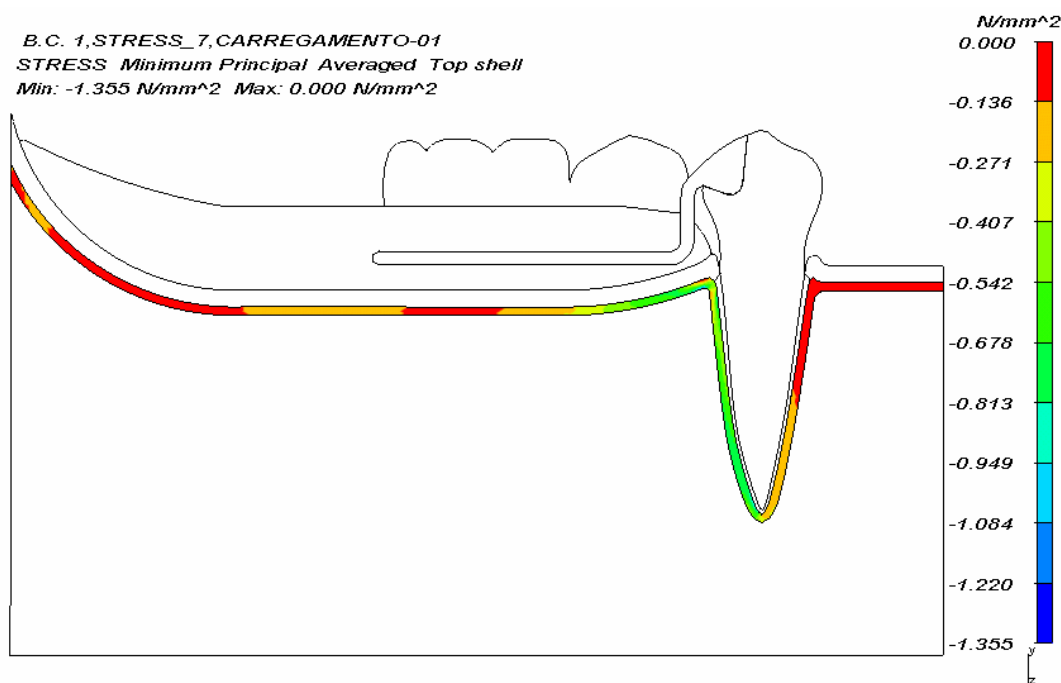
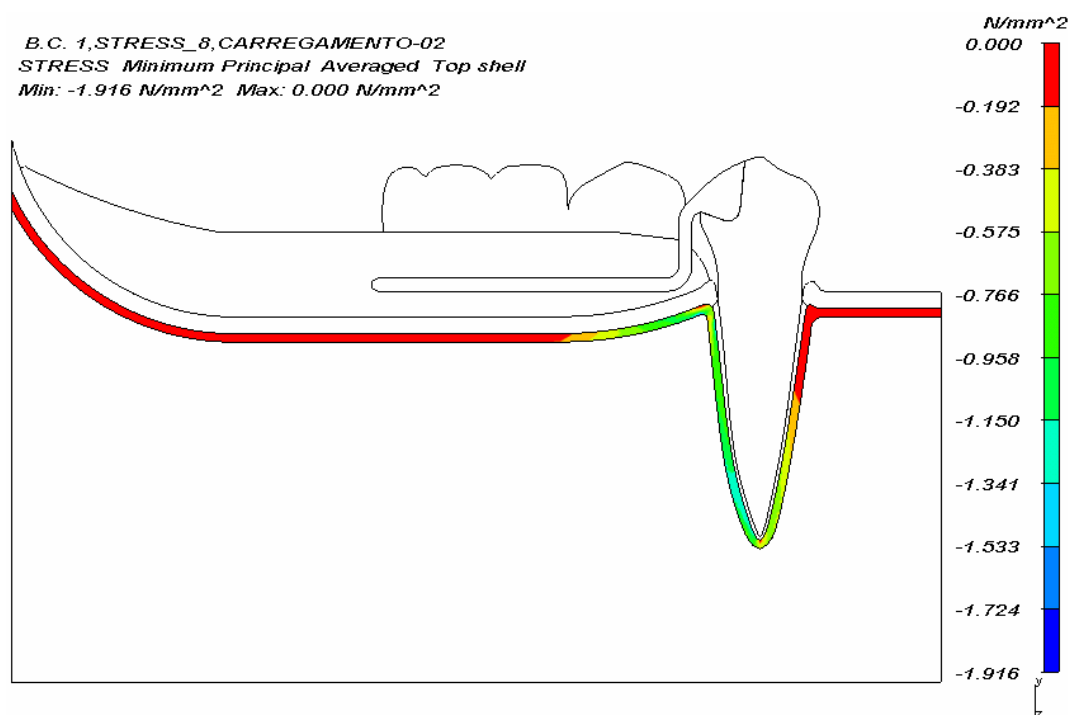


Gráfico 5.10 - TMXP do Osso Cortical no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a máxima TT, em ambos os modelos, ocorreu no terço cervical da face mesial do dente suporte, apresentando maior intensidade no ponto A durante o carregamento 2 de MA e MB.

A região de rebordo residual e ao redor do dente suporte, exceto no terço cervical da face mesial, praticamente não sofreram tensão de tração tanto em MA quanto em MB durante C1 e C2.

5.2.7 TMP do osso cortical de MA em C1 e C2

Figura 5.21 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Cortical no MA para C1Figura 5.22 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Cortical no MA para C2

Com base nos mapas de TMP para o Osso Cortical do MA (Figuras 5.21 e 5.22), pode-se observar que o valor máximo de tensão foi notado na face distal do dente suporte e abaixo do 2º pré-molar ($1,355 \text{ N/mm}^2$) durante o carregamento 1. Durante o carregamento 2, a mesma área do dente suporte mais o terço apical da face mesial foi solicitada ($1,916 \text{ N/mm}^2$).

As tensões mínimas foram observadas em toda a face mesial do dente suporte e na região de rebordo residual a partir do 1º molar ($0-0,136 \text{ N/mm}^2$) durante o carregamento 1. Já no carregamento 2, as áreas foram semelhantes ao C1, exceto o terço apical da face mesial do dente suporte ($0-0,192 \text{ N/mm}^2$).

5.2.8 TMP do osso cortical de MB em C1 e C2

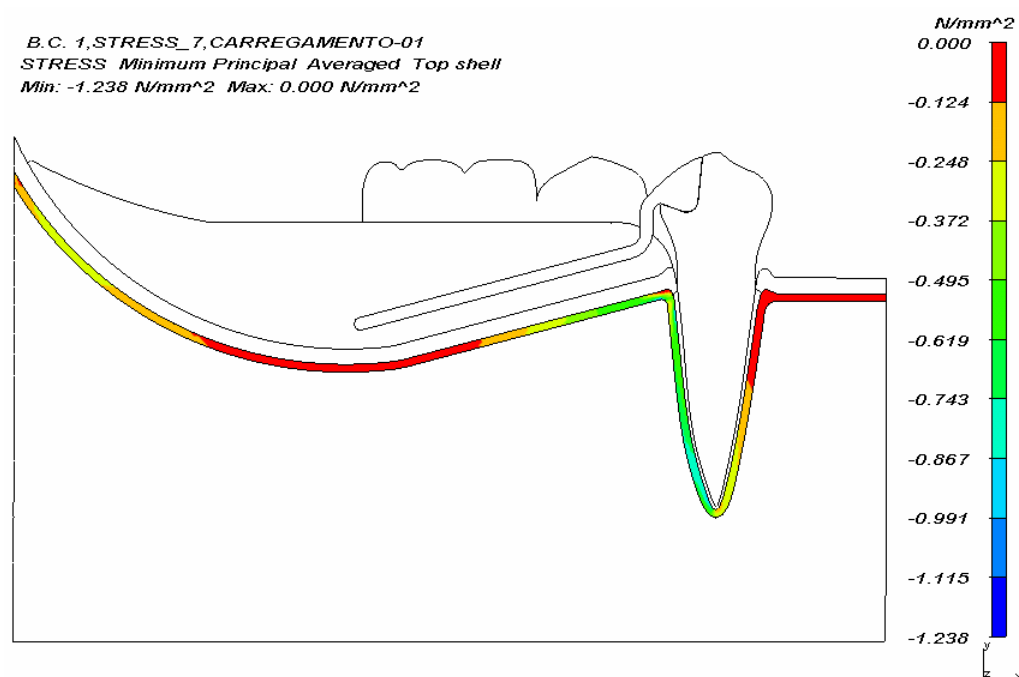


Figura 5.23 – Panorama de TMP (N/mm^2) do Osso Cortical no MB para C1

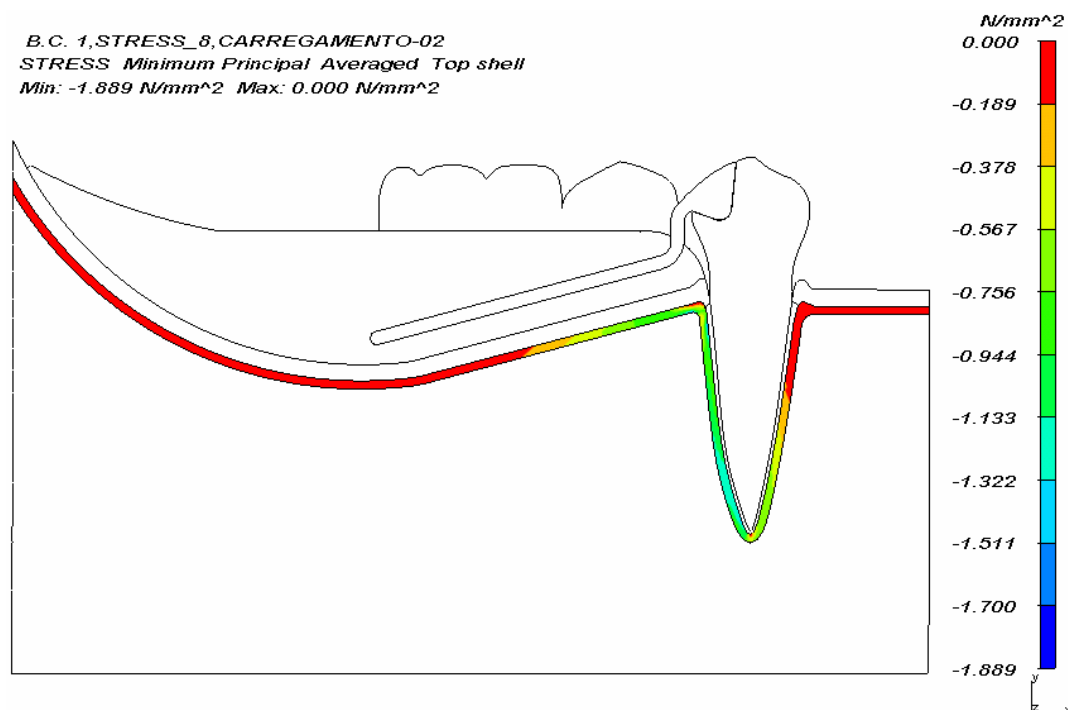


Figura 5.24 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Cortical no MB para C2

Com base nos mapas de TMP para o Osso Cortical do MB (Figuras 5.23 e 5.24), pode-se observar que o valor máximo foi notado na face distal do dente suporte, terço apical da face mesial e abaixo do 2^o pré-molar durante os carregamentos 1 (1,238 N/mm²) e 2 (1,889 N/mm²).

As tensões mínimas foram observadas nos terços médio e cervical face mesial do dente suporte e na região de rebordo residual a partir do 1^o molar durante o carregamento 1 (0-0,372 N/mm²) e 2 (0-0,378 N/mm²).

5.2.9 comparação da TMP do osso cortical de MA e MB em C1 e C2

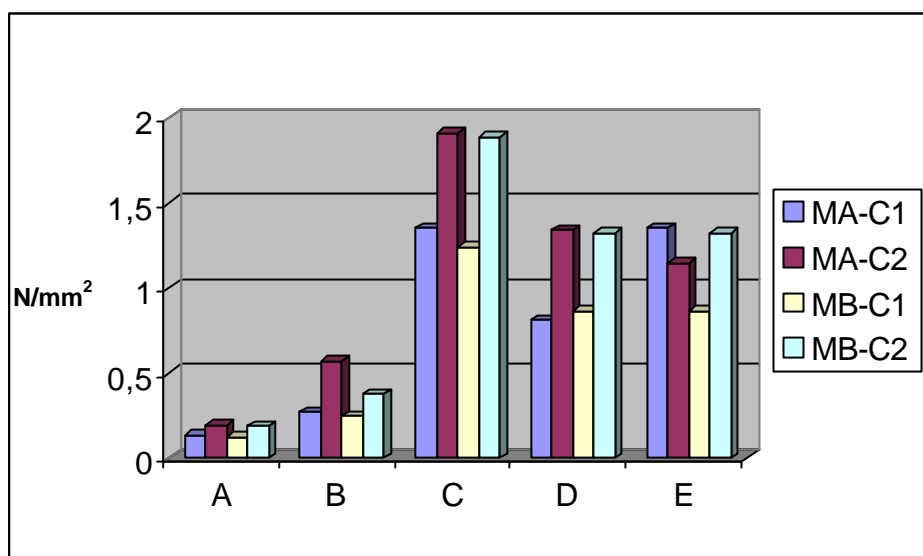


Gráfico 5.11 - TMP do Osso Cortical ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

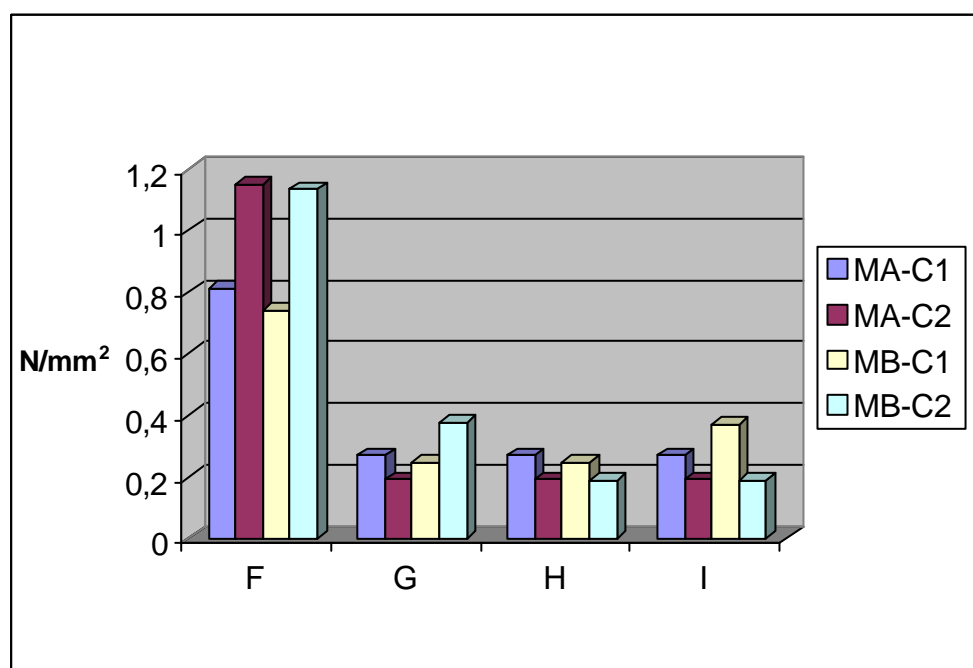


Gráfico 5.12 - TMP do Osso Cortical no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a máxima tensão de compressão, em ambos os modelos, ocorreu na face distal do dente suporte e abaixo do 2º pré-molar, representados pelos pontos C, D, E e F, com intensidades mais elevadas em MA-C2 e MB-C2, mostrando novamente que este carregamento causou uma alavanca maior sobre o dente suporte e, conseqüentemente, intensidades maiores de TC. O restante do rebordo residual e a face mesial do dente suporte praticamente não sofreram compressão no OC.

5.3 Osso Esponjoso

5.3.1 deformação do osso esponjoso de MA em C1 e C2

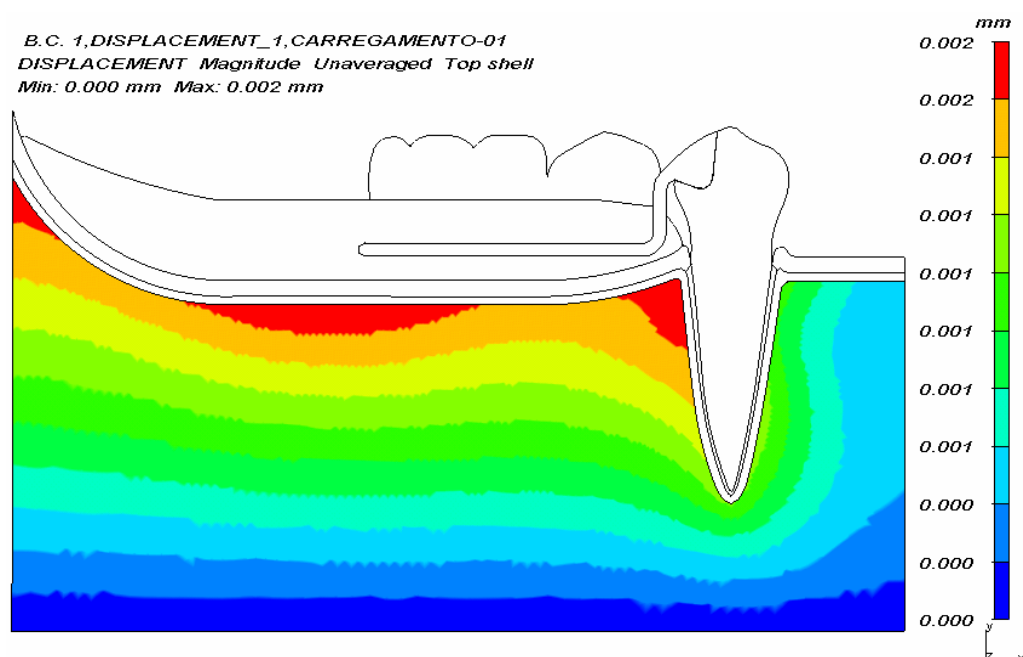


Figura 5.25 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Esponjoso no MA para C1

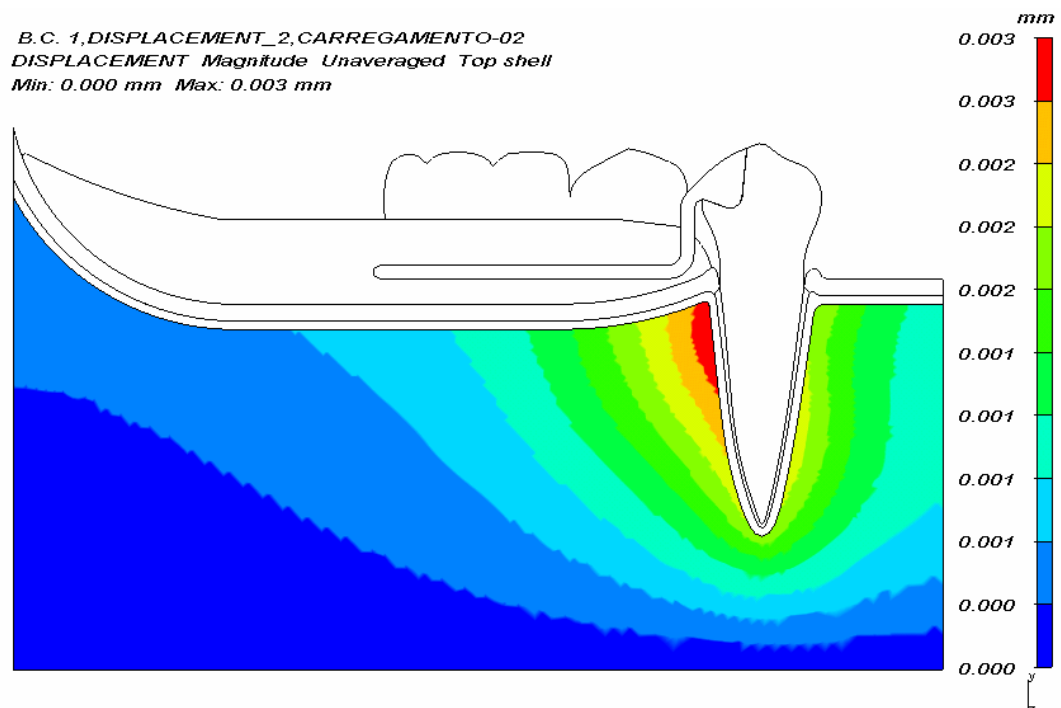


Figura 5.26 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Esponjoso no MA para C2

Com base nos mapas de deformação (Figuras 5.25 e 5.26), pode-se observar que a deformação máxima observada no Osso Esponjoso do MA para carregamento 1, ocorreu desde os terços médio e cervical da face distal do dente suporte até a região de triângulo retromolar (0,002 mm). Já a deformação mínima pode ser visualizada na região próxima à cortical óssea da base da mandíbula (0 mm).

Na condição de carregamento 2, a deformação máxima é visualizada nos terços cervical e médio da face distal do dente suporte (0,003 mm) e a deformação mínima é observada na região de triângulo retromolar, dissipando-se em direção da região próxima à cortical óssea da base da mandíbula (0 mm).

5.3.2 deformação do osso esponjoso MB em C1 e C2

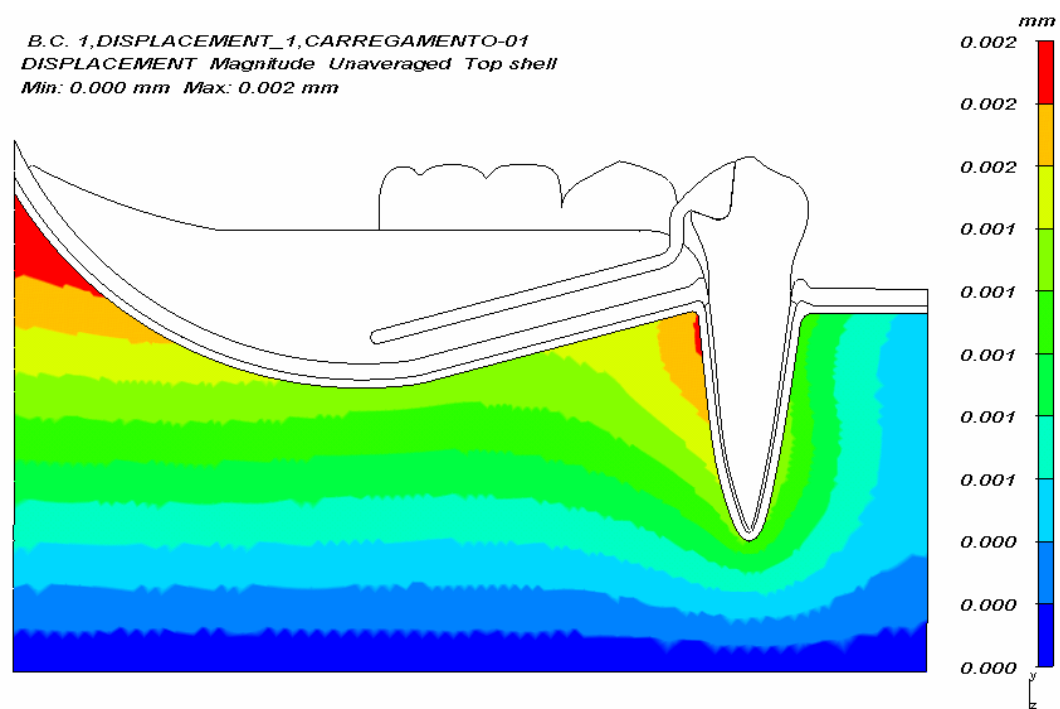


Figura 5.27 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Esponjoso no MB para C1

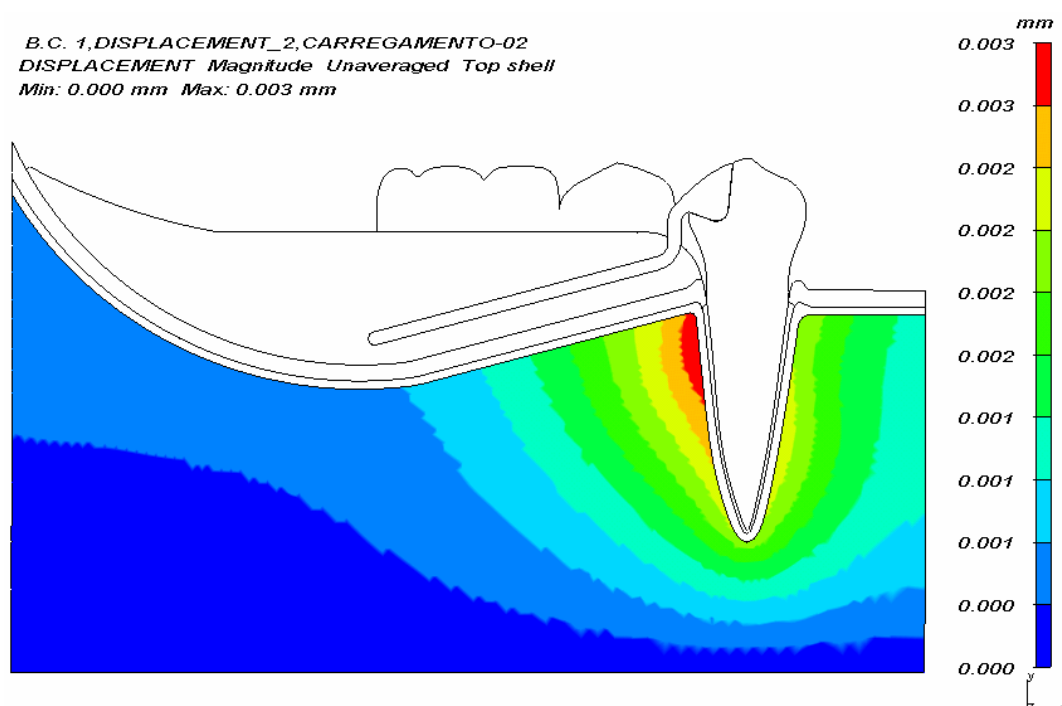


Figura 5.28 – Panorama de Deformação (mm) do Osso Esponjoso no MB para C2

Com base nos mapas de deformação (Figuras 5.27 e 5.28), pode-se observar que a deformação máxima observada no Osso Esponjoso do MB para carregamento 1, ocorreu nos terços cervical e médio da face distal do dente suporte e na região de trígono retromolar (0,002 mm). Já a deformação mínima pode ser visualizada na região da área basal da mandíbula (0 mm).

Na condição de carregamento 2, a deformação máxima é visualizada apenas nos terços cervical e médio da face distal do dente suporte (0,003 mm) e a deformação mínima é observada desde a região de trígono retromolar, passando pelo 2^o molar e dissipando-se para a área próxima à cortical óssea da base da mandíbula (0 mm).

5.3.3 comparação da deformação do osso esponjoso de MA e MB em C1 e C2

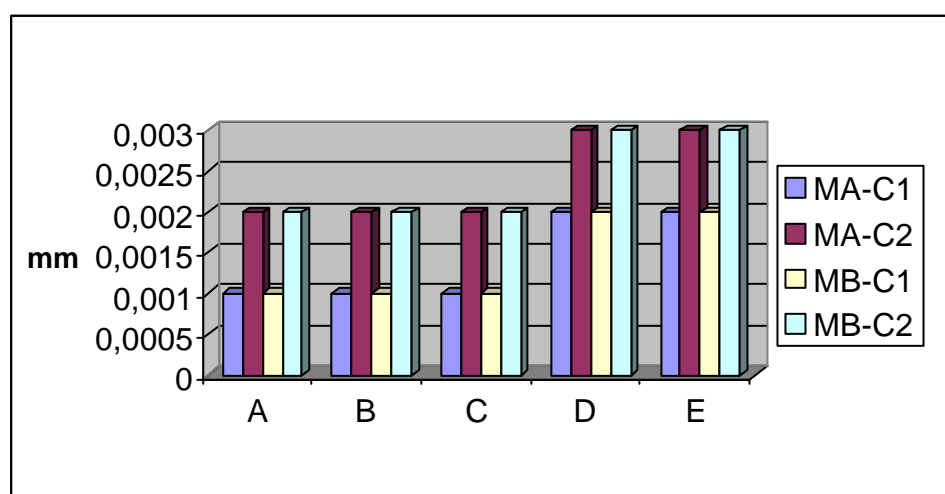


Gráfico 5.13 - Deformação do Osso Esponjoso ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

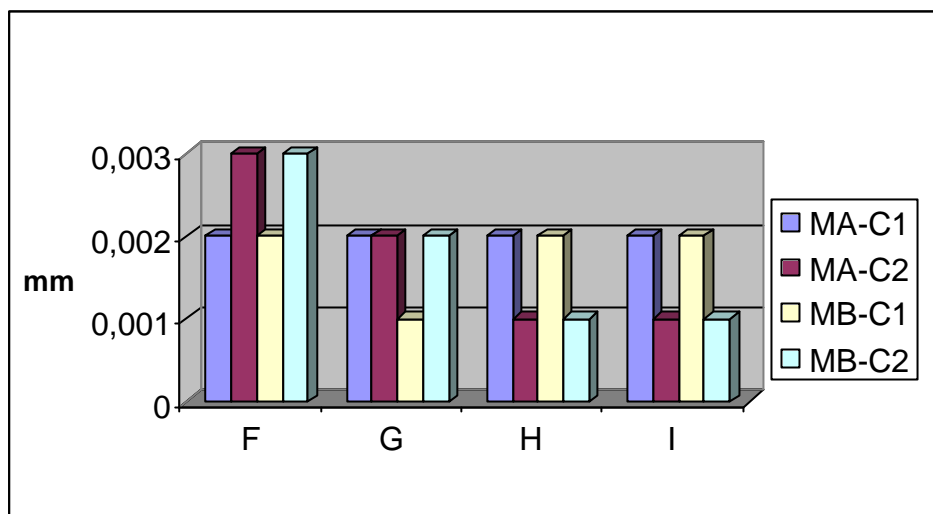
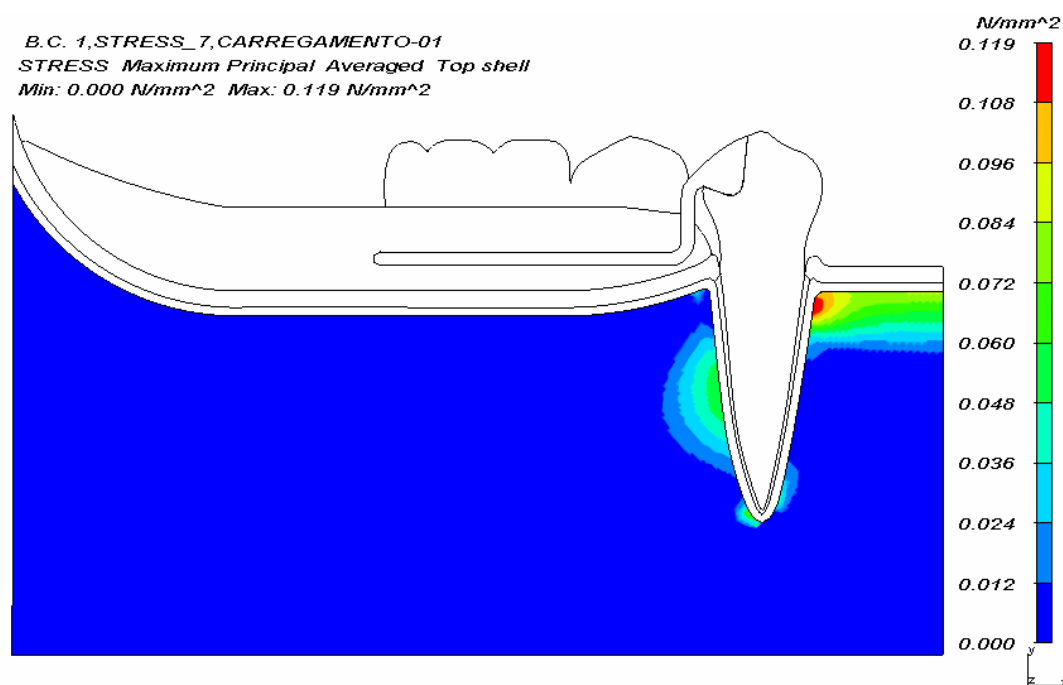
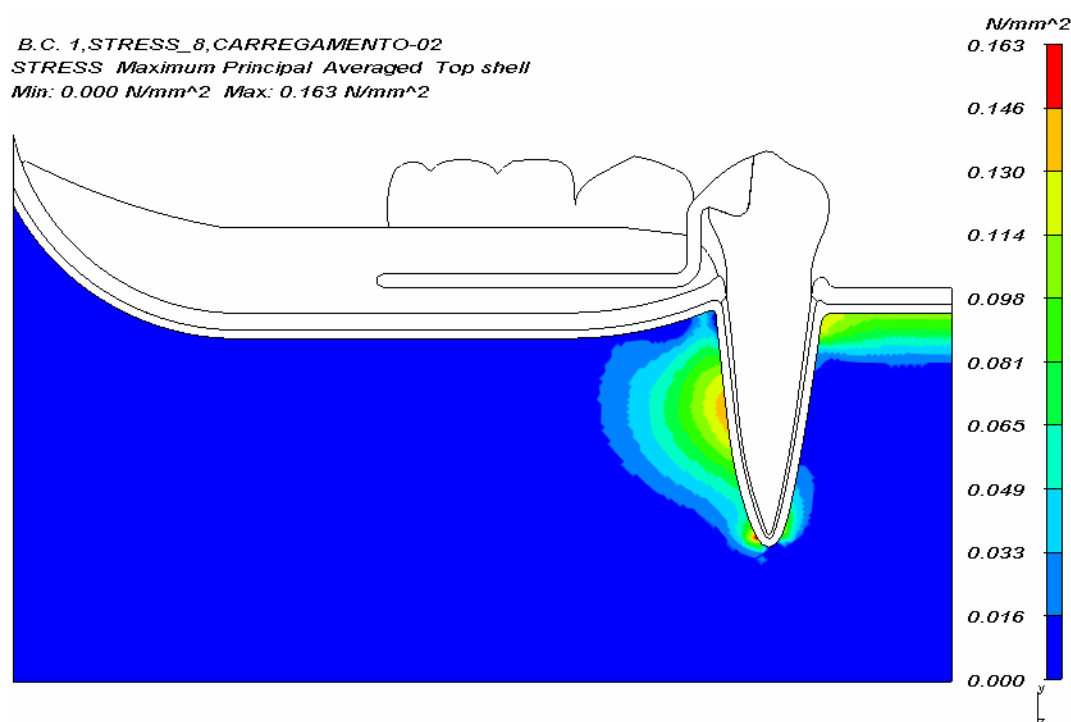


Gráfico 5.14 - Deformação do Osso Esponjoso no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, observa-se que a deformação máxima sofrida por MA-C1 (pontos F, G, H e I) foi melhor distribuída ao longo do rebordo residual, quando comparada à MB-C1 (pontos F e I).

Durante o carregamento 2, não houve diferença significativa na distribuição da deformação de MA e MB. Em ambos os modelos, os pontos mais solicitados foram D, E e F, sendo que a região do rebordo residual a partir do 1^o molar, não apresentou deformação do OE.

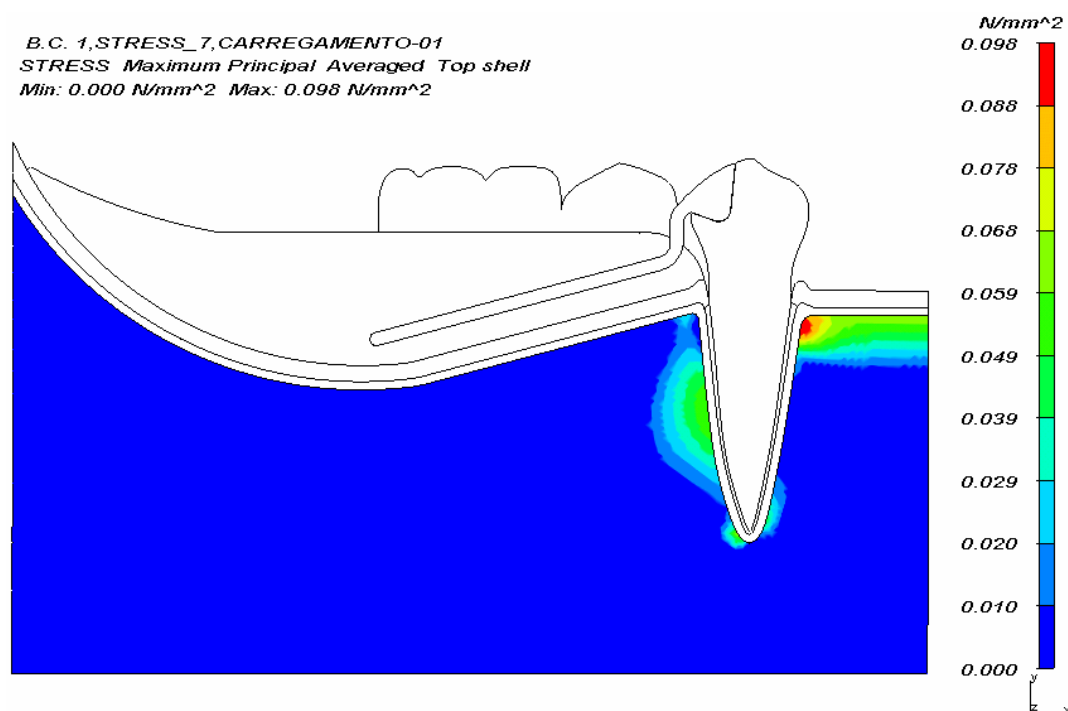
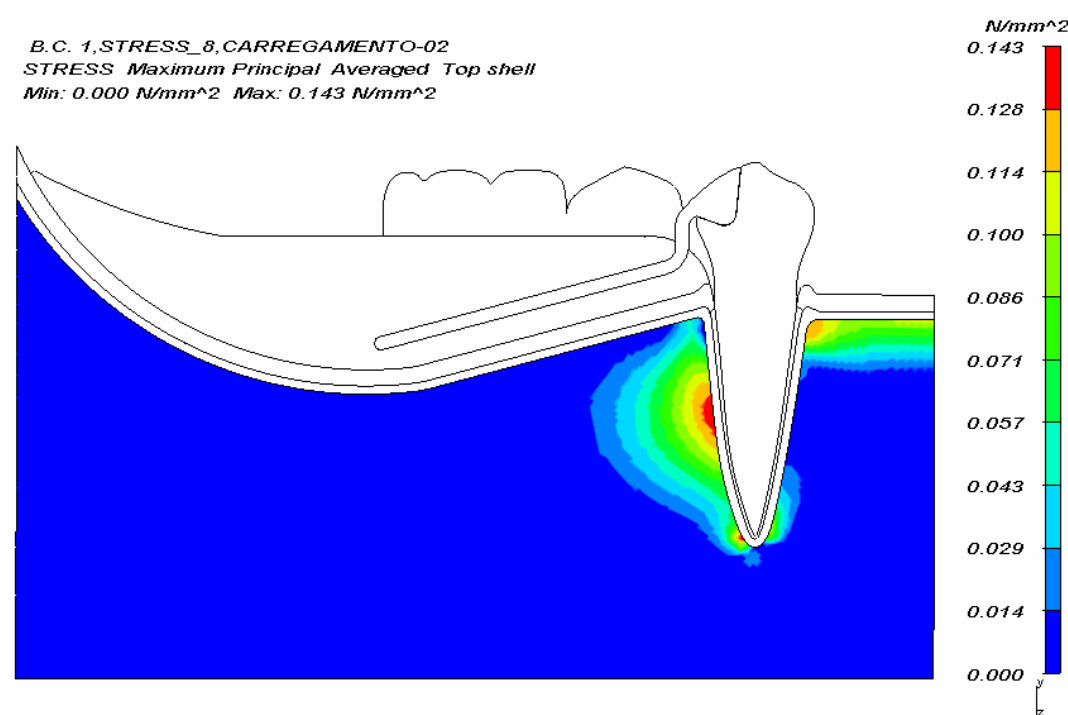
5.3.4 TMXP do osso esponjoso de MA em C1 e C2

Figura 5.29 – Panorama de TMXP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MA para C1Figura 5.30 – Panorama de TMXP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MA para C2

No Osso esponjoso do MA com aplicação do carregamento 1 (Figura 5.29), pode-se observar que o pico da TMXP ocorreu no terço cervical da face mesial do dente suporte ($0,119 \text{ N/mm}^2$), terço apical e terço médio da face distal do referido dente e, a menor tensão aconteceu ao longo do rebordo residual e ao redor do dente suporte, exceto no terço médio da face distal, terço apical e terço cervical da face mesial ($0-0,012 \text{ N/mm}^2$).

A condição de carregamento 2 (Figura 5.30) apresentou áreas de distribuição de tensões máxima e mínima semelhantes ao carregamento 1, entretanto observa-se áreas de maior extensão na face distal do dente suporte e de menor extensão na face mesial do mesmo dente quando comparado ao carregamento 1, no que diz respeito às tensões máximas. A tensão máxima observada foi de $0,130-0,163 \text{ N/mm}^2$ e a mínima foi de $0-0,016 \text{ N/mm}^2$.

5.3.5 TMAP do osso esponjoso de MB em C1 e C2

Figura 5.31 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MB para C1Figura 5.32 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MB para C2

No Osso esponjoso do MB com aplicação do carregamento 1 (Figura 5.31), pode-se observar que o pico da TMXP ocorreu no terço cervical da face mesial do dente suporte ($0,098 \text{ N/mm}^2$), terço apical e terço médio da face distal do referido dente e, a menor tensão aconteceu ao longo do rebordo residual e ao redor do dente suporte, exceto nos terços médio e apical da face distal e terço cervical da face mesial ($0-0,010 \text{ N/mm}^2$).

A condição de carregamento 2 (Figuras 5.32), apresentou distribuição similar das tensões, porém com valores de tensões diferentes e áreas mais extensas. A TMXP máxima observada foi de $0,143 \text{ N/mm}^2$ e a mínima foi de $0-0,014 \text{ N/mm}^2$.

5.3.6 comparação da TMXP do osso esponjoso de MA e MB em C1 e C2

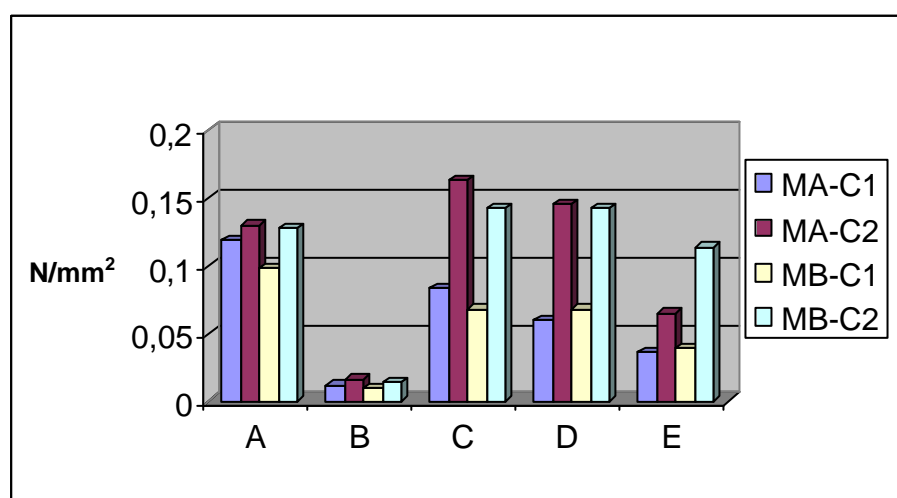


Gráfico 5.15 - TMXP do Osso Esponjoso ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

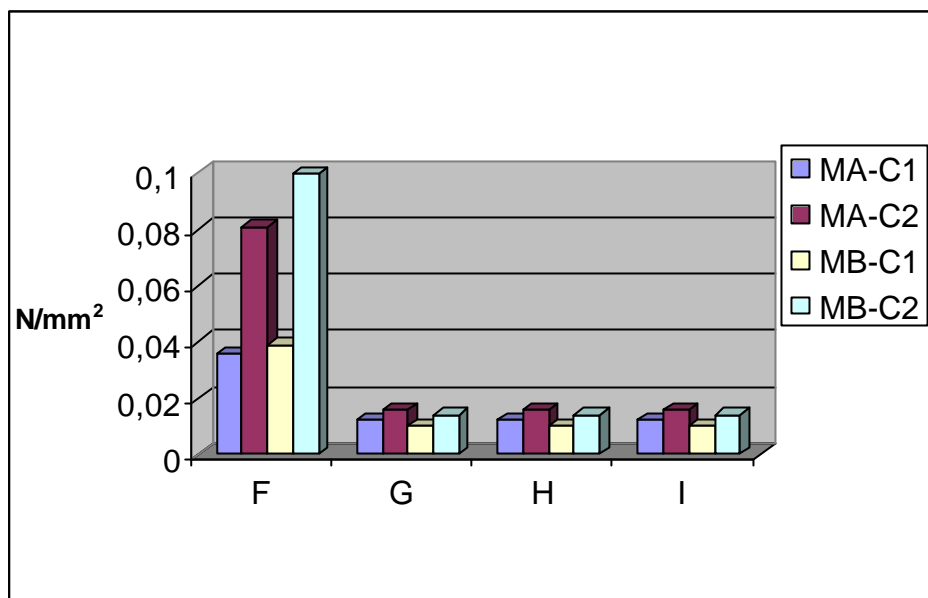
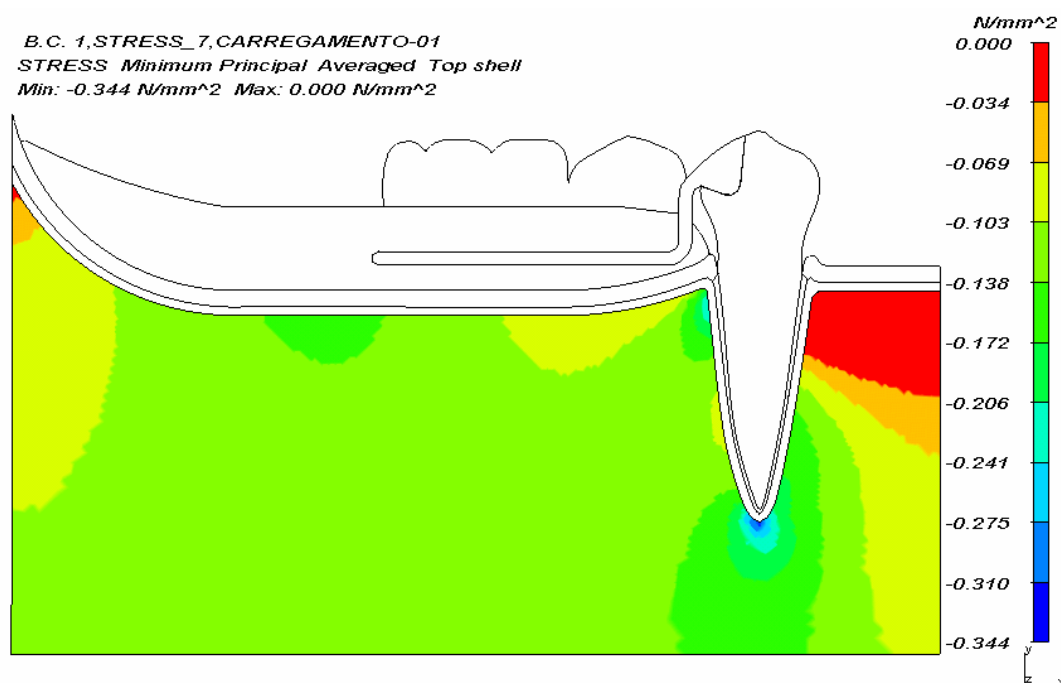
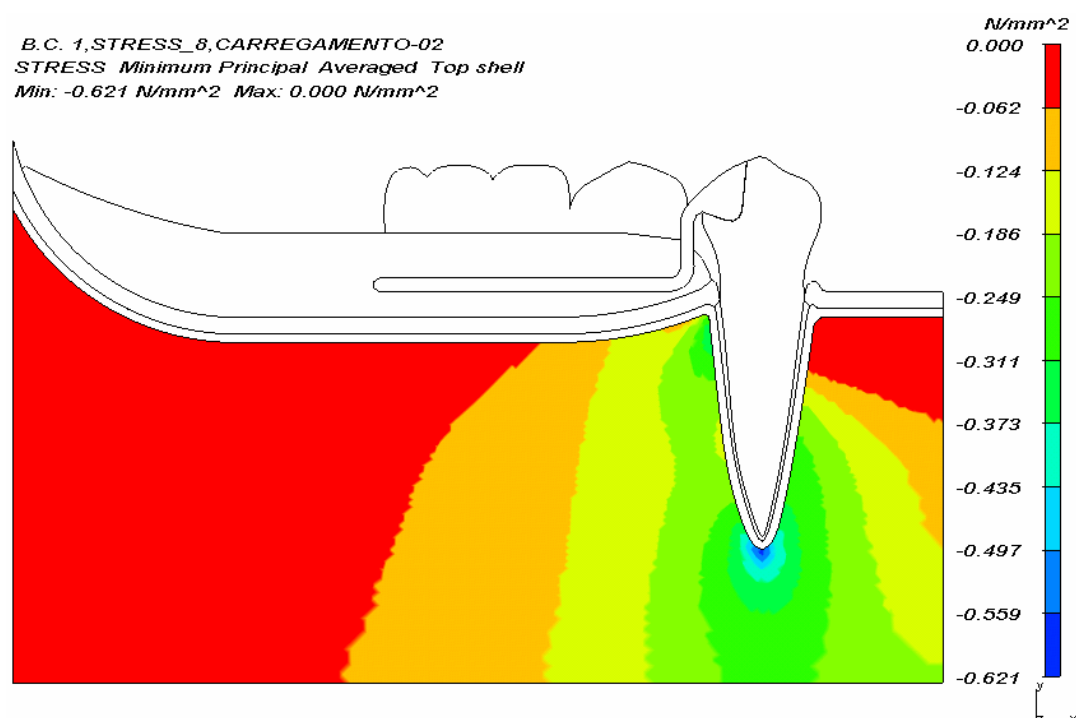


Gráfico 5.16 - TMXP do Osso Esponjoso no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Comparando MA e MB, pode-se observar que a região do rebordo residual não sofreu força de tração (pontos G, H e I). Em ambos os modelos e condições de carregamento, as áreas que sofreram forças de tração foram as mesmas (pontos A, C, D, E e F), entretanto observa-se maior solicitação do terço cervical da face mesial do dente suporte durante C1 e dos terços médio e apical da face distal do mesmo dente em C2. As condições MA-C2 e MB-C2 foram as que apresentaram maiores intensidades de TT.

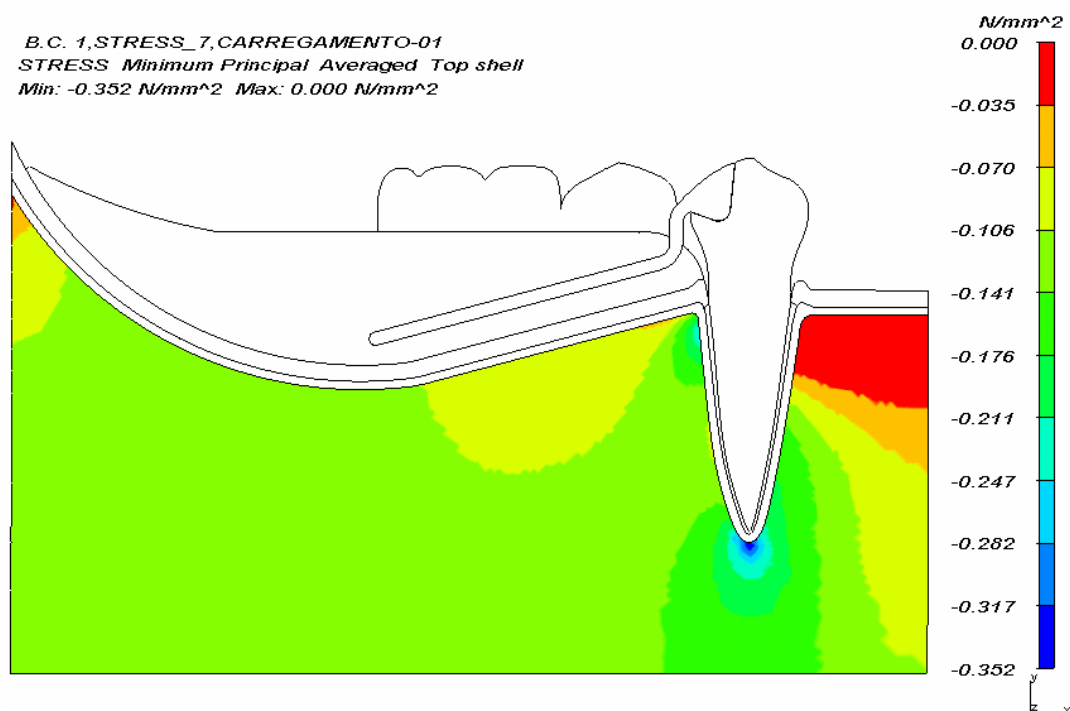
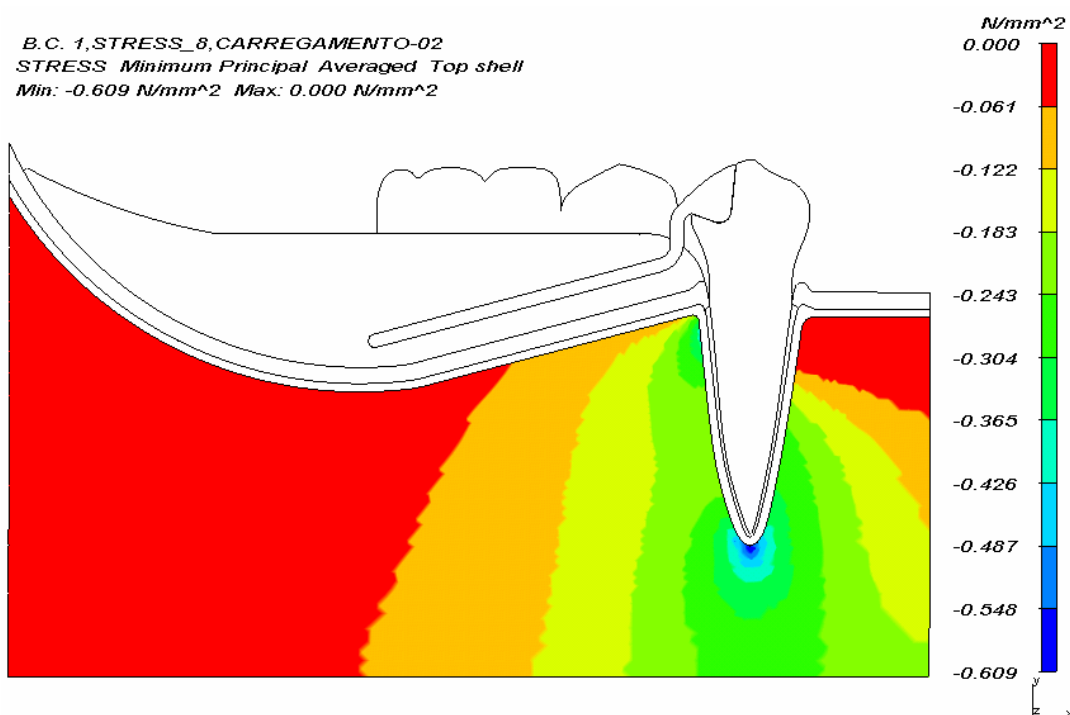
5.3.7 TMP do osso esponjoso de MA em C1 e C2

Figura 5.33 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MA para C1Figura 5.34 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MA para C2

A condição de carregamento 1 para a TMP do Osso Esponjoso em MA (Figura 5.33), apresentou tensão máxima no terço apical do dente suporte ($0,344 \text{ N/mm}^2$), na região do 2º molar e no terço cervical da face distal do referido dente, embora todo o rebordo tenha sofrido TC em intensidades mais moderadas. O mínimo valor de tensão ($0-0,034 \text{ N/mm}^2$) foi observado nos terços cervical e médio da face mesial do dente suporte.

No carregamento 2 (Figura 5.34), o valor máximo de tensão foi observado principalmente no ápice do dente suporte ($0,621 \text{ N/mm}^2$) e terço cervical da face distal do dente suporte e, o mínimo valor de tensão é visualizado no terço cervical da face mesial do dente suporte e no rebordo residual a partir do 1º molar em direção ao trígono retromolar $0-0,062 \text{ N/mm}^2$.

5.3.8 TMP do osso esponjoso de MB em C1 e C2

Figura 5.35 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MB para C1Figura 5.36 – Panorama de TMP (N/mm²) do Osso Esponjoso no MB para C2

A condição de carregamento 1 para a TMP do Osso Esponjoso em MB (Figura 5.35), apresentou tensão máxima no ápice do dente suporte ($0,352 \text{ N/mm}^2$) e terço cervical da face distal do referido dente, embora todo o rebordo residual também tenha sofrido TC. O mínimo valor de tensão ($0-0,035 \text{ N/mm}^2$) foi observado no terço cervical da face mesial deste mesmo dente.

No carregamento 2 (Figura 5.36), o valor máximo de tensão foi observado principalmente no ápice do dente suporte ($0,609 \text{ N/mm}^2$) e terço cervical da face distal do dente suporte e, o mínimo valor de tensão é visualizado no terço cervical da face mesial do dente suporte e em praticamente todo o rebordo residual ($0-0,061 \text{ N/mm}^2$).

5.3.9 comparação da TMP do osso esponjoso de MA e MB em C1 e C2

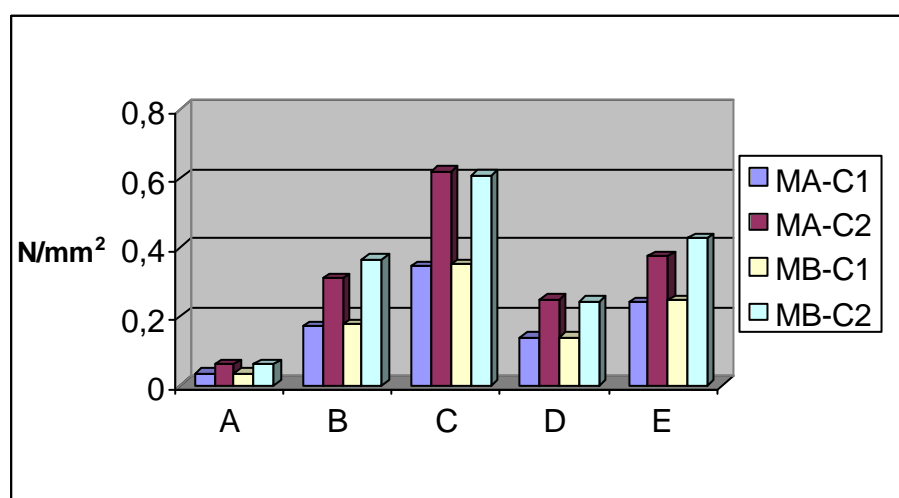


Gráfico 5.17 - TMP do Osso Esponjoso ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

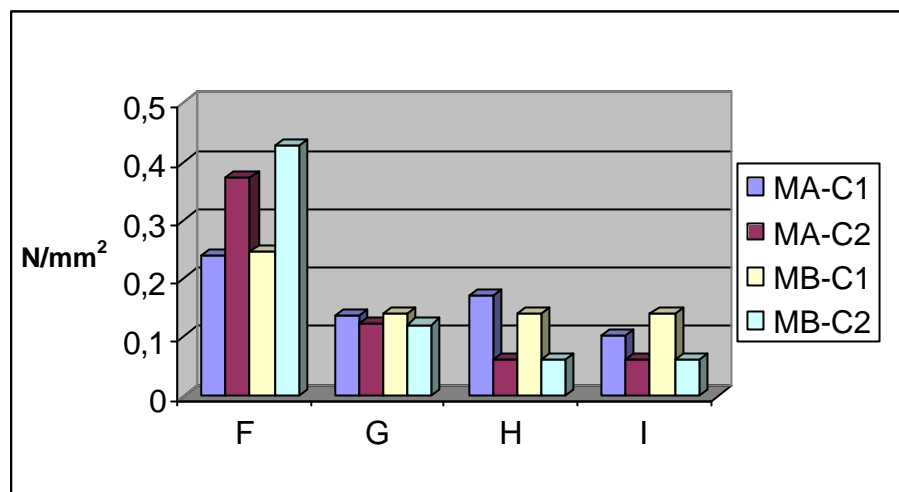


Gráfico 5.18 - TMP do Osso Esponjoso no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Em ambos os modelos, as áreas que sofreram forças máximas de compressão foram as mesmas (pontos B, C, D, E, F, G e H) durante o carregamento 1 e, pontos B, C, D, E e F durante o carregamento 2. Entretanto, observa-se maior sollicitação do terço apical e do terço cervical da face distal do dente suporte tanto em MA quanto MB nas duas condições de carregamento. Em termos de intensidade de tensões, MA-C1 apresentou menor TC do que MB-C1, ao passo que MA-C2 apresentou maior TC do que MB-C2.

A região cervical da face mesial do dente suporte não sofreu TC em nenhum modelo ou condição de carregamento. Durante o carregamento 2, a região do rebordo residual, principalmente a partir do 1^o molar também não sofreu TC.

5.4 Ligamento Periodontal

5.4.1 deformação do ligamento periodontal de MA em C1 e C2

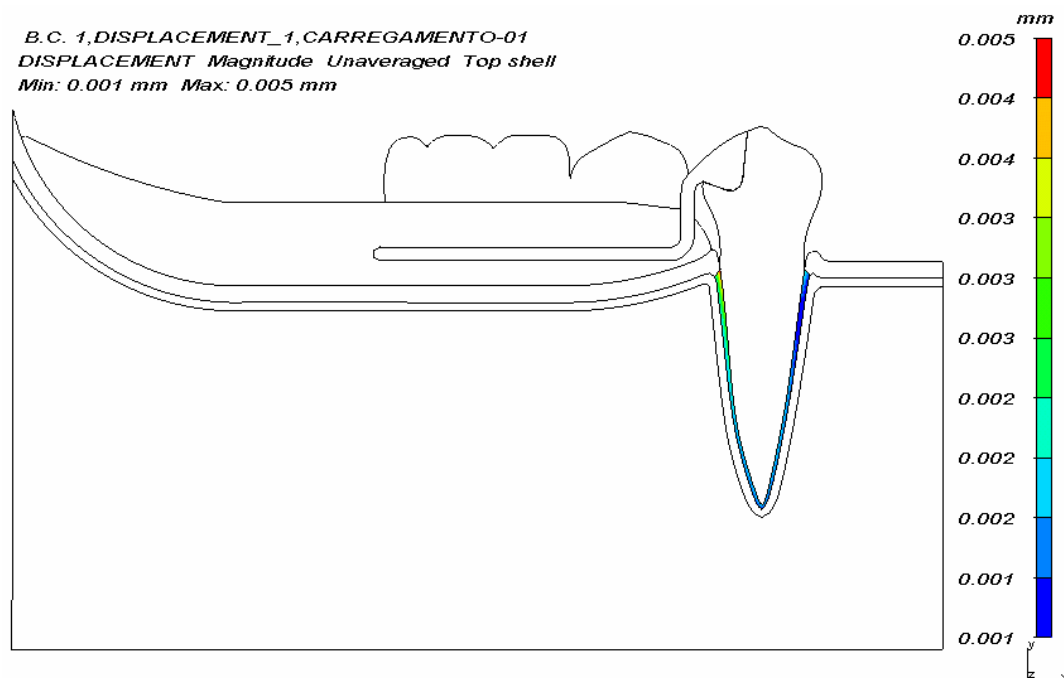


Figura 5.37 – Panorama de Deformação (mm) do Ligamento Periodontal no MA para C1

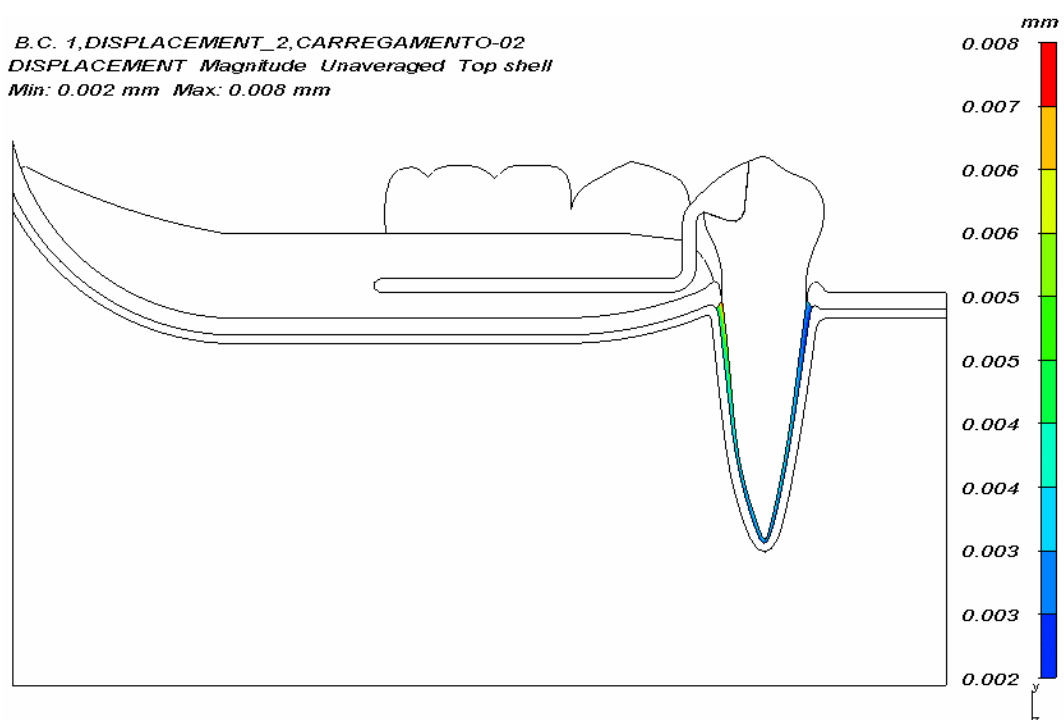


Figura 5.38 – Panorama de Deformação (mm) do Ligamento Periodontal no MA para C2

Com base nos mapas de deformação (Figuras 5.37 e 5.38), pode-se observar que o deslocamento máximo observado no Ligamento Periodontal do MA para carregamento 1, ocorreu na região cervical da face distal do dente suporte (0,040-0,050 mm). Já o deslocamento mínimo pode ser visualizado na face mesial e terço apical da face distal do dente suporte(0,001 mm).

Na condição de carregamento 2, as áreas de maior e menor deformação do Ligamento Periodontal permaneceram muito semelhantes ao carregamento 1, alterando apenas a quantidade de deformação. O maior deslocamento observado no Ligamento Periodontal foi de 0,008 mm e o menor deslocamento foi de 0,002-0,003 mm.

5.4.2 deformação do ligamento periodontal de MB em C1 e C2

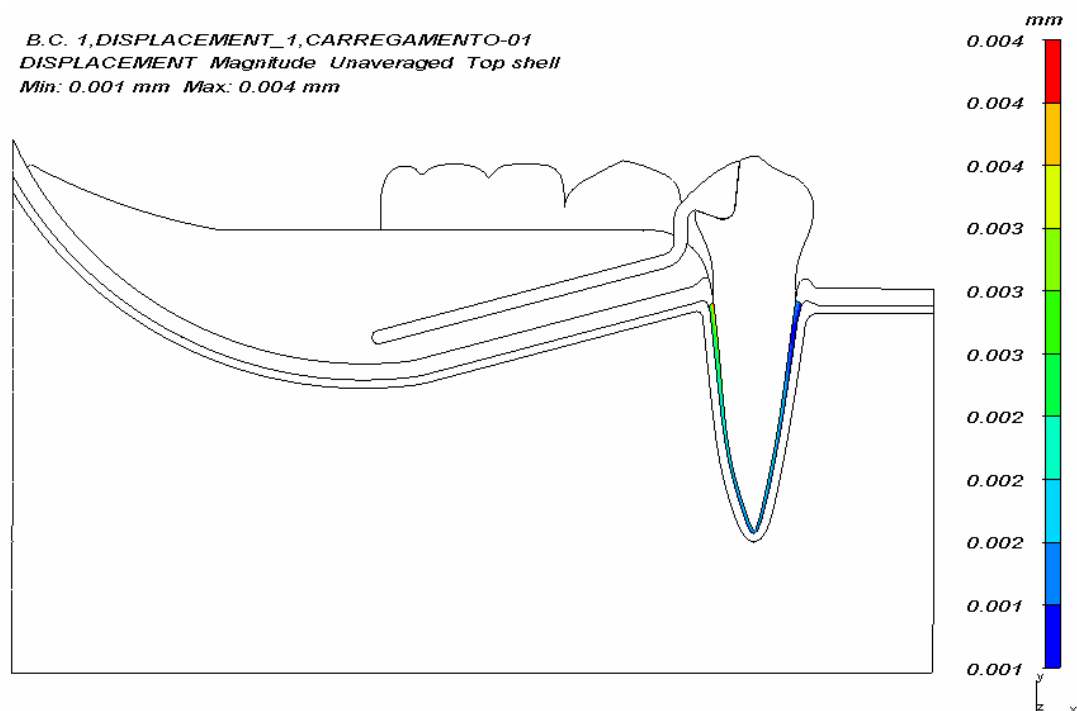


Figura 5.39 – Panorama de Deformação (mm) do Ligamento Periodontal no MB para C1

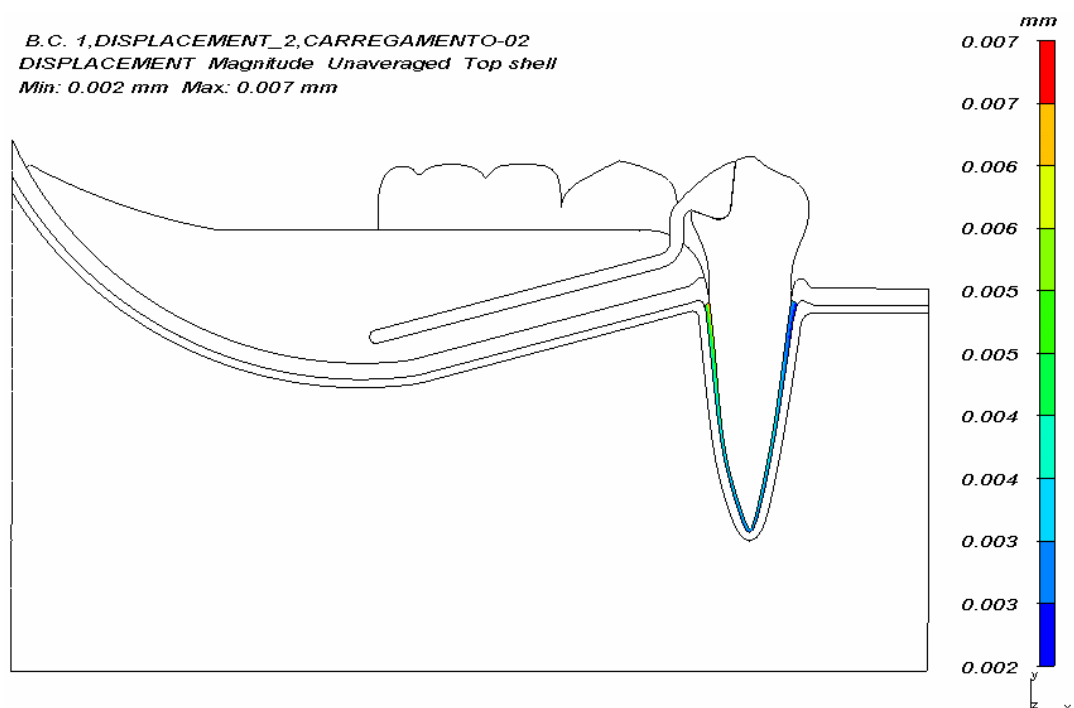


Figura 5.40 – Panorama de Deformação (mm) do Ligamento Periodontal no MB para C2

Com base nos mapas de deformação (Figuras 5.39 e 5.40), pode-se observar que o deslocamento máximo observado no Ligamento Periodontal do MB para carregamento 1, ocorreu na região cervical da face distal do dente suporte (0,004 mm). Já o deslocamento mínimo pode ser visualizado na face mesial e terço apical da face distal do dente suporte(0,001 mm).

Na condição de carregamento 2, as áreas de maior e menor deformação do Ligamento Periodontal permaneceram muito semelhantes ao carregamento 1, alterando apenas a quantidade de deformação. O maior deslocamento observado no Ligamento Periodontal foi de 0,007 mm e o menor deslocamento foi de 0,002-0,003 mm.

5.4.3 comparação da deformação do ligamento periodontal de MA e MB em C1 e C2

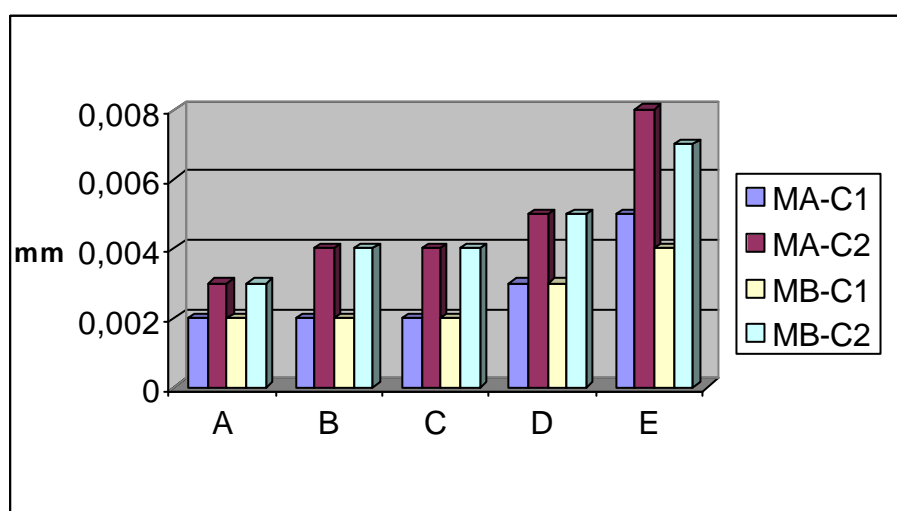


Gráfico 5.19 - Deformação do Ligamento Periodontal ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Em ambos os modelos e condições de carregamento, o ponto E foi o que sofreu maior deformação neste estudo, sendo que a maior intensidade foi observada em MA-C2, pela proximidade do ponto de aplicação de carga gerar um torque maior sobre o dente suporte.

5.4.4 TMAP do ligamento periodontal de MA em C1 e C2

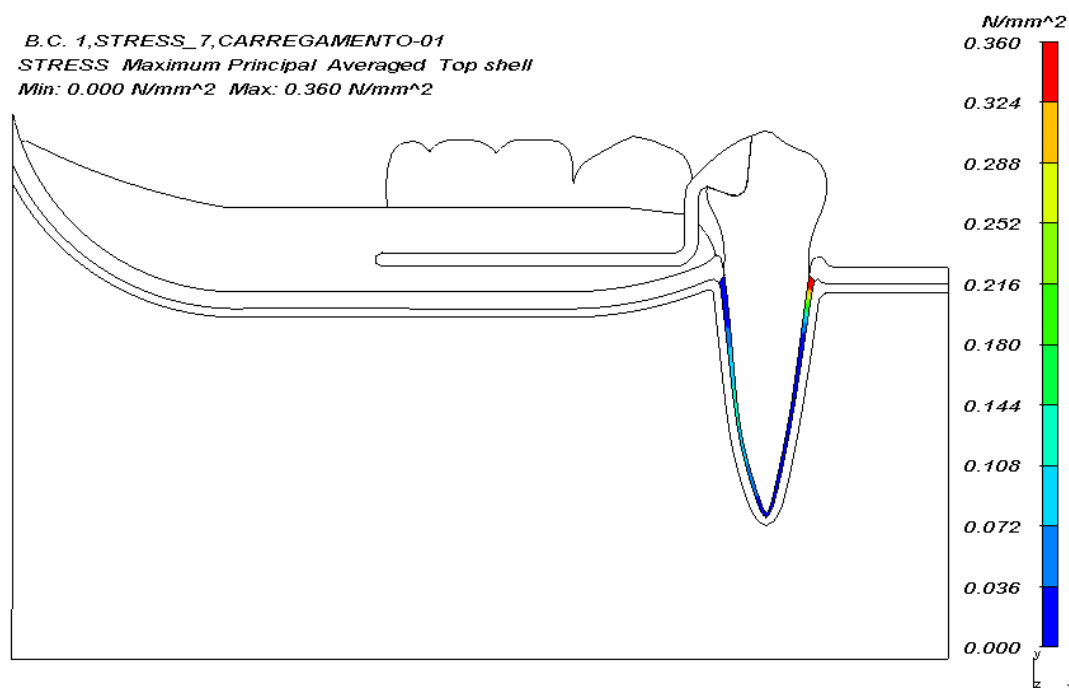


Figura 5.41 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MA para C1

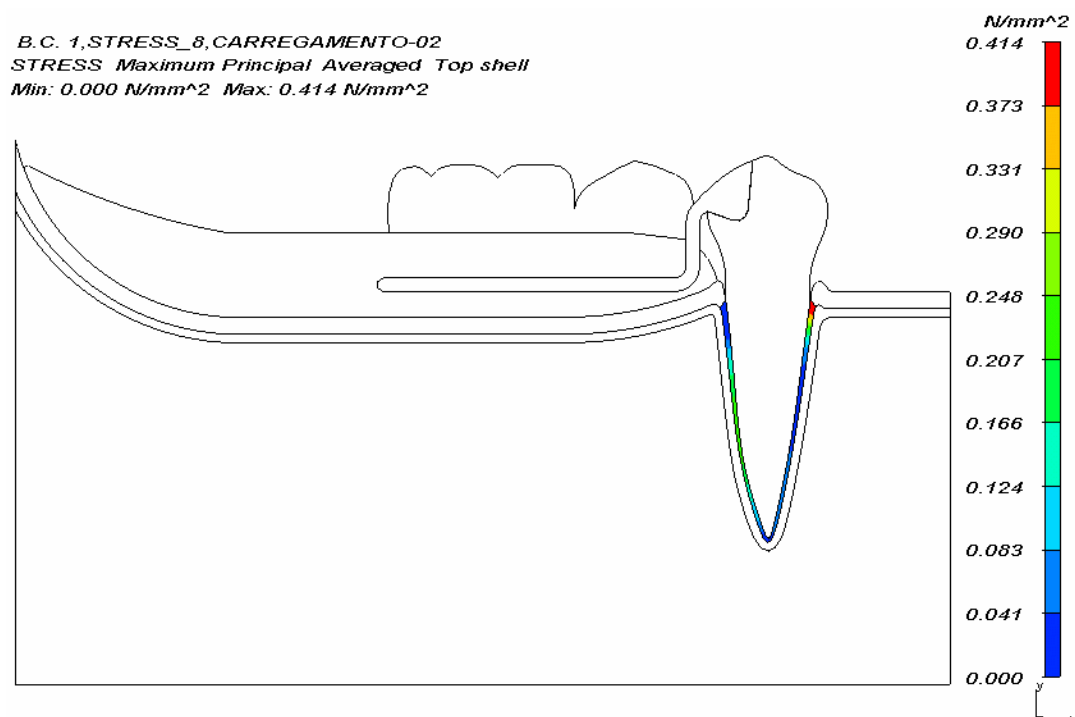
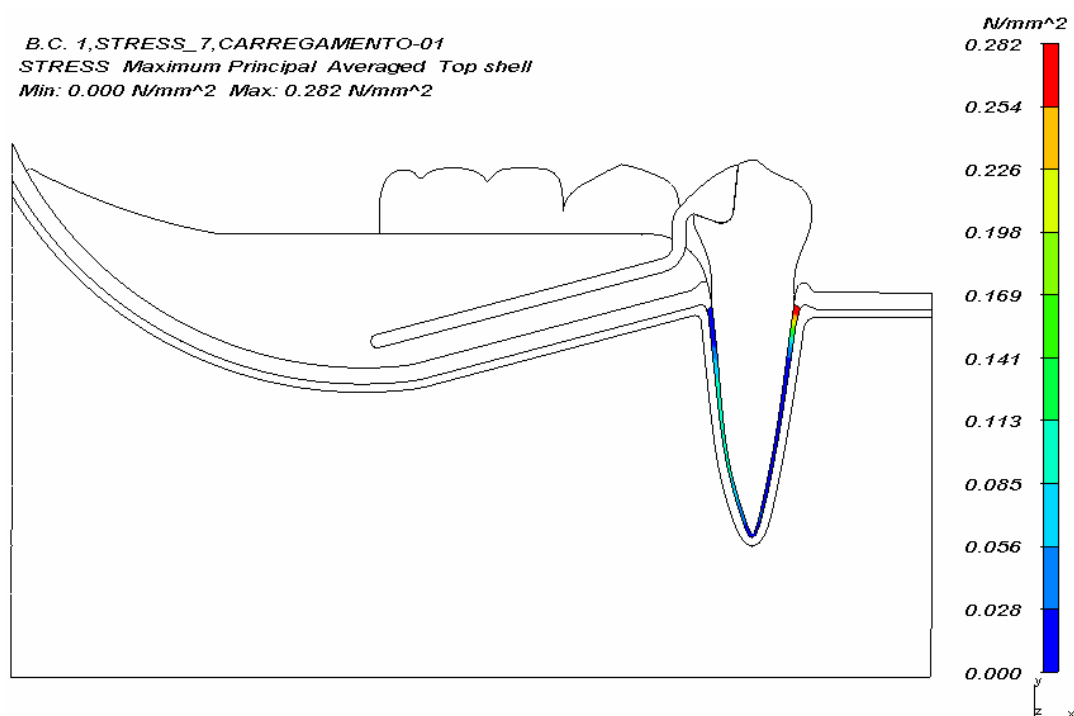
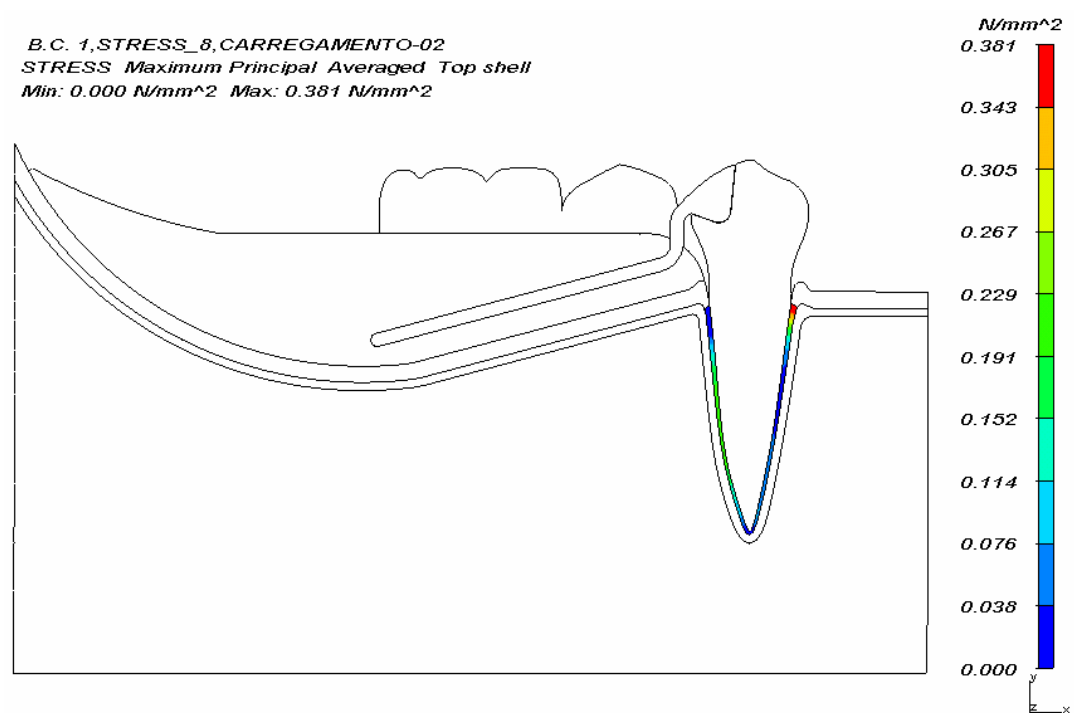


Figura 5.42 – Panorama de TMXP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MA para C2

Nos mapas de TMXP para o Ligamento Periodontal do MA (Figuras 5.41 e 5.42), pode-se observar que o valor de tensão máxima foi notado na região cervical da face mesial do dente suporte (0,360 N/mm²) e o valor de tensão mínima de 0-0,036 N/mm² foi observado na região cervical da face distal, terço apical e terço médio da face mesial do referido dente durante o carregamento 1.

Durante a condição de carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram muito semelhantes, alterando apenas os valores das tensões. O valor de tensão máxima observada foi de 0,414 N/mm² e de tensão mínima foi de 0-0,041 N/mm².

5.4.5 TMAP do ligamento periodontal de mb em c1 e c2

Figura 5.43 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MB para C1Figura 5.44 – Panorama de TMAP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MB para C2

Nos mapas de TMXP para o Ligamento Periodontal do MB (Figuras 5.43 e 5.44), pode-se observar que a distribuição das tensões foram muito semelhantes entre os 2 tipos de carregamento, sendo que a máxima tensão localizou-se na região cervical da face mesial do dente suporte e a mínima tensão localizou-se principalmente na região cervical da face distal, terço apical e terço médio da face mesial do referido dente.

No carregamento 1, a máxima tensão foi de $0,282 \text{ N/mm}^2$ e o valor de tensão mínima de $0-0,028 \text{ N/mm}^2$. Durante a condição de carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima foram de $0,381 \text{ N/mm}^2$ e $0-0,038 \text{ N/mm}^2$, respectivamente.

5.4.6 comparação da TMXP do ligamento periodontal de MA e MB em C1 e C2

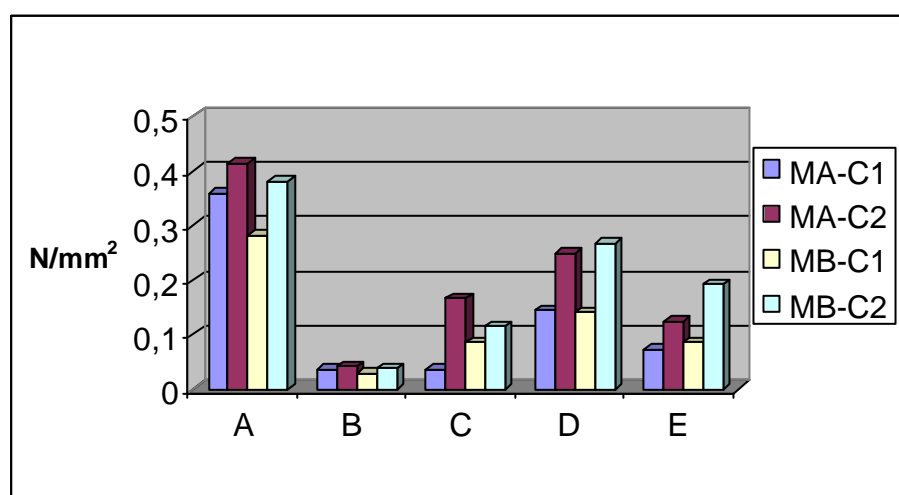


Gráfico 5.20 - TMXP do Ligamento Periodontal ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Em ambos os modelos e condições de carregamento, o ponto A foi o que sofreu maior tensão de tração neste estudo, sendo que a maior intensidade foi observada em MA-C2. De uma maneira geral, o carregamento 2 foi o que apresentou maiores tensões de tração, devido o ponto de aplicação de carga estar mais distante, gerando um torque maior sobre o dente suporte e, conseqüentemente, maior tensão de tração no LPD do terço cervical da face mesial deste dente.

5.4.7 TMP do ligamento periodontal de MA em C1 e C2

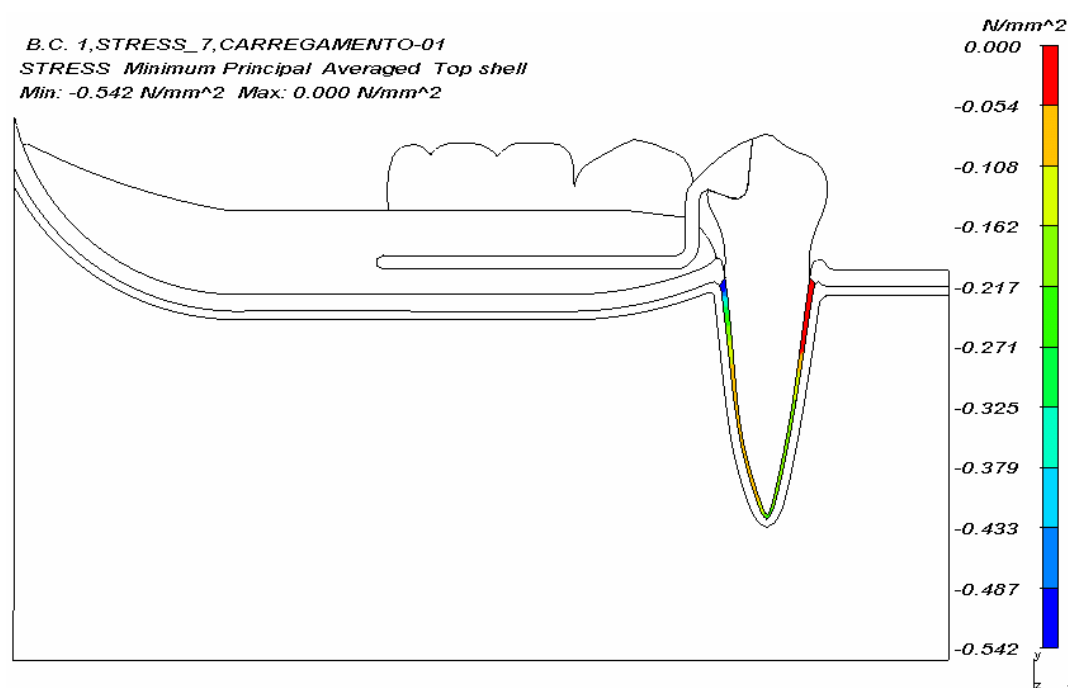


Figura 5.45 – Panorama de TMP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MA para C1

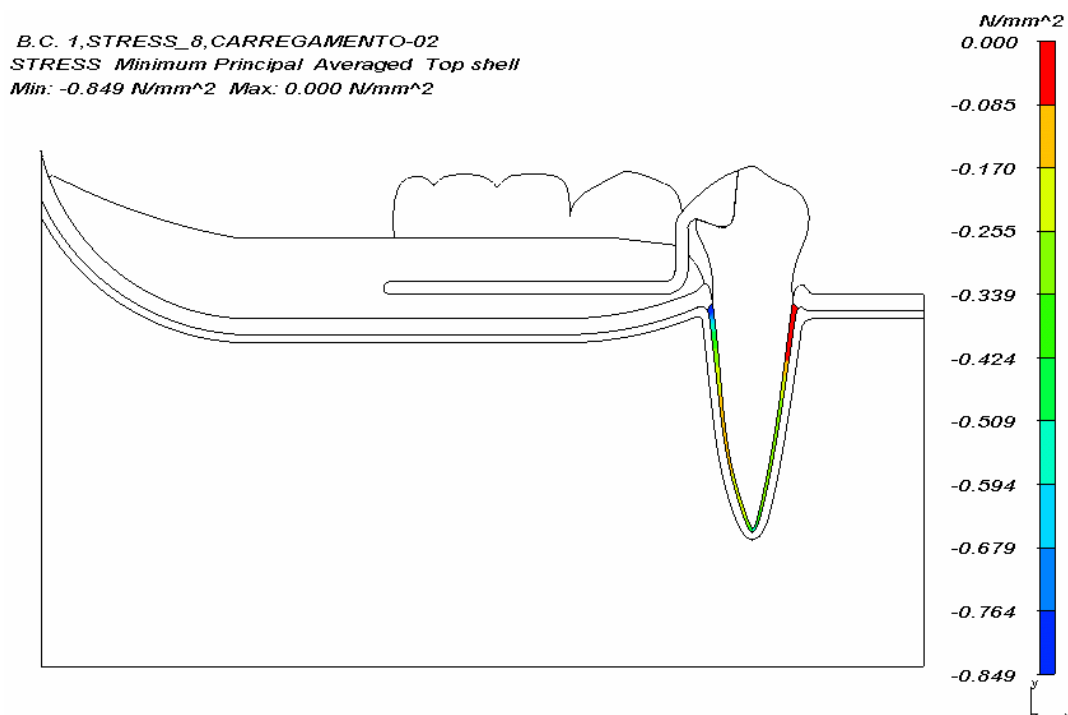
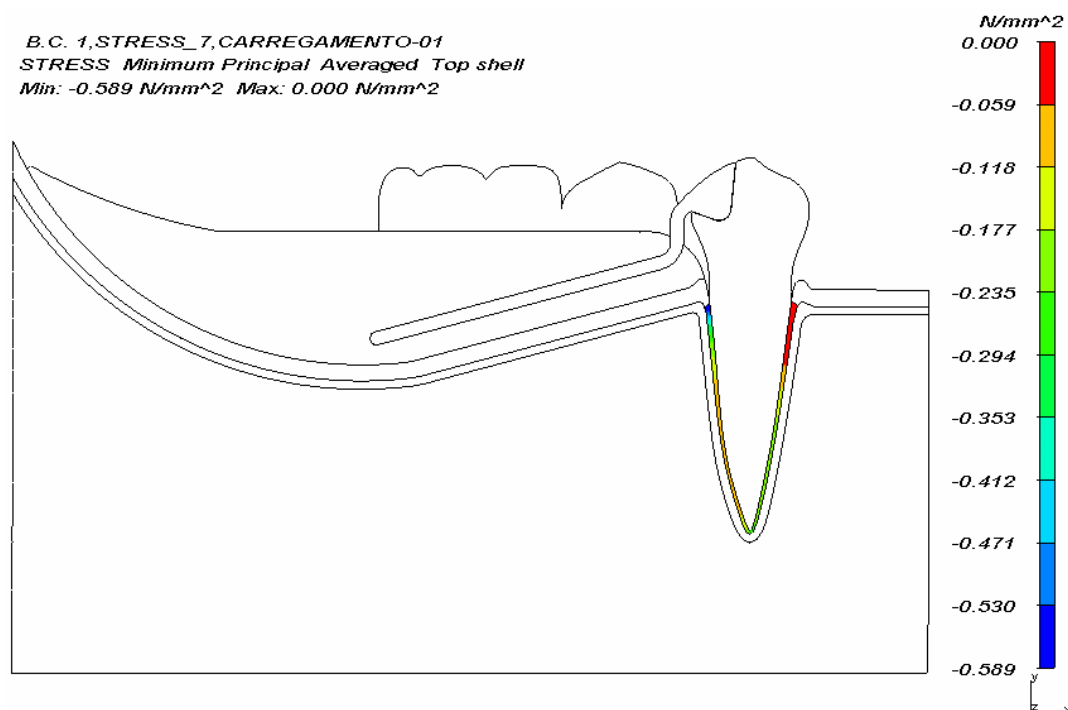
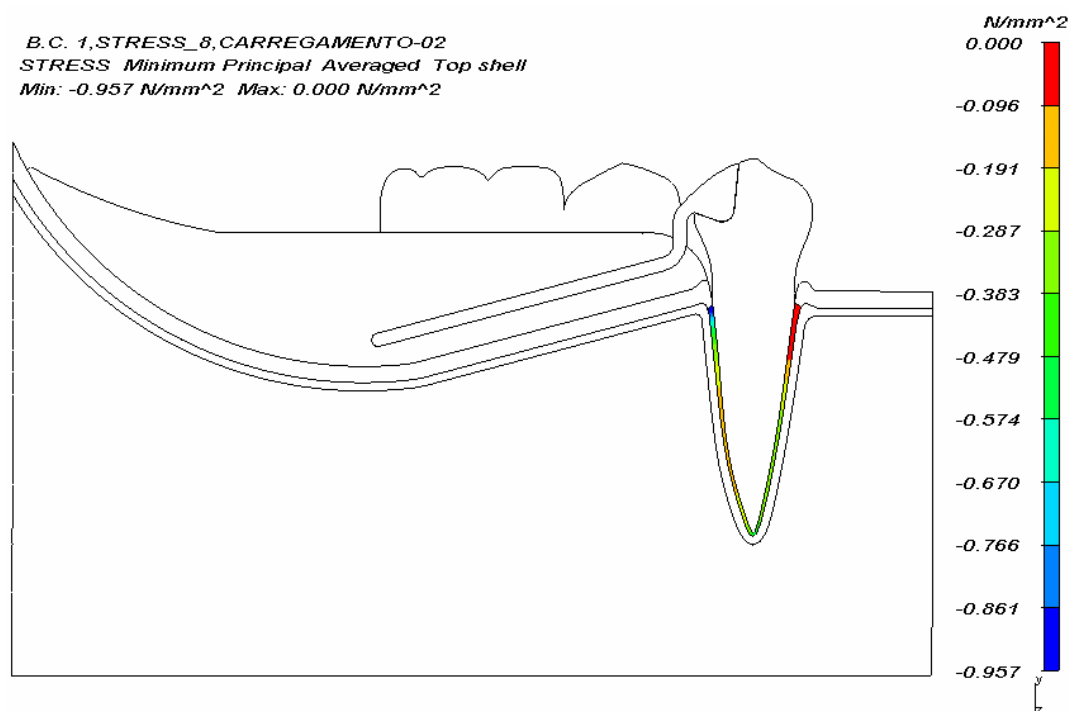


Figura 5.46– Panorama de TMP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MA para C2

Com base nos mapas de TMP para o Ligamento Periodontal do MA (Figuras 5.45 e 5.46), pode-se observar que o valor mínimo foi notado na região cervical da face mesial e no terço médio da face distal do dente suporte (0-0,054 N/mm²) e o valor máximo de 0,542 N/mm² foi observado na região cervical da face distal deste mesmo dente durante o carregamento 1.

Durante a condição de carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram muito semelhantes, alterando apenas os valores das tensões. O valor máximo observado foi de 0,849 N/mm² e de tensão mínima foi de 0-0,085 N/mm².

5.4.8 TMP do ligamento periodontal de MB em C1 e C2

Figura 5.47 – Panorama de TMP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MB para C1Figura 5.48 – Panorama de TMP (N/mm²) do Ligamento Periodontal no MB para C2

Com base nos mapas de TMP para o Ligamento Periodontal do MB (Figuras 5.47 e 5.48), pode-se observar que o valor mínimo foi notado na região cervical da face mesial e no terço médio da face distal do dente suporte ($0-0,059 \text{ N/mm}^2$) e o valor máximo de $0,589 \text{ N/mm}^2$ foi observado na região cervical da face distal deste mesmo dente durante o carregamento 1.

Durante a condição de carregamento 2, as áreas de tensão máxima e mínima permaneceram muito semelhantes, alterando apenas os valores das tensões. O valor máximo foi de $0,957 \text{ N/mm}^2$ e de tensão mínima foi de $0-0,096 \text{ N/mm}^2$.

5.4.9 comparação da TMP do ligamento periodontal de MA e MB em C1 e C2

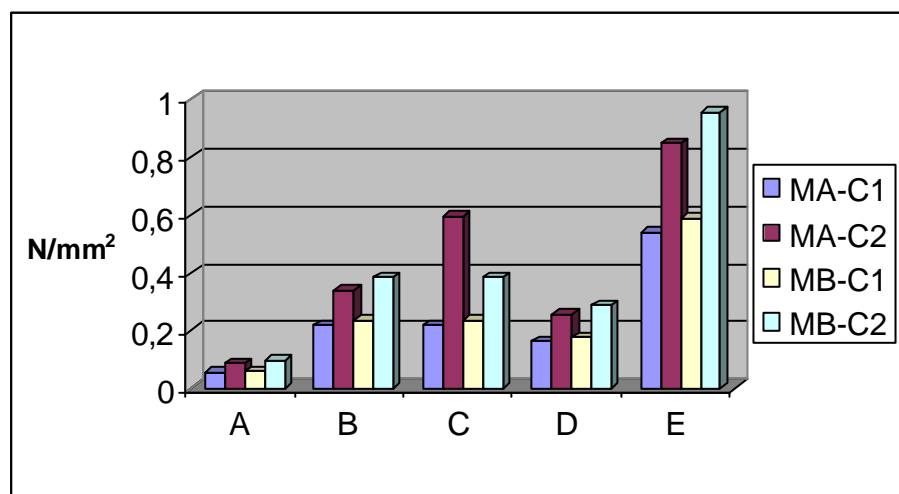


Gráfico 5.21 - TMP do Ligamento Periodontal ao redor do dente suporte de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Em ambos os modelos e condições de carregamento, o ponto E foi o que sofreu maior tensão de compressão neste estudo, sendo que a maior intensidade foi observada em MB-C2. De uma maneira geral, o carregamento 2 foi o que apresentou maiores tensões de compressão, devido o ponto de aplicação de carga estar mais distante, gerando um torque maior sobre o dente suporte e, conseqüentemente, maior tensão de compressão no LPD do terço cervical da face distal deste dente.

No Apêndice, encontram-se os Quadros de A a H que mostram os valores mínimos e máximos de Deformação, Tensão Máxima Principal e Tensão Mínima Principal para cada estrutura dos modelos matemáticos MA e MB (fibromucosa, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal) em C1 e C2.

6 DISCUSSÃO

A realização de estudos que simulam o comportamento das estruturas bucais implica em uma análise bastante complexa, devido às características dos elementos que compõem o sistema estomatognático e, fundamental no sentido de ter o conhecimento do modo como estes elementos trabalham em conjunto, podendo aperfeiçoar os tratamentos protéticos e seus resultados a médio e longo prazo. Frequentemente, estes estudos estão associados à aplicação de forças que simulam a mastigação e análise da distribuição de tensões nas estruturas dentárias, por meio de metodologias como a do método dos elementos finitos ou análise fotoelástica, podendo ser bi ou tridimensional.

Comparando os métodos utilizados para análise da distribuição de tensões – MEF e AF, Corrêa e Matson (1977), Farah, Craig e Sirarskie (1973), Kito, Suetsugu e Murakami (1977), Thresher e Sato (1973) e Vree, Peters e Plasschaert (1983) relataram que o método dos elementos finitos fornece uma análise mais detalhada das tensões geradas no interior das estruturas, permitindo qualificar e quantificar estas tensões, sendo mais preciso e sensível que a fotoelasticidade. Esta fornece apenas uma análise qualitativa das tensões, sendo difícil sua quantificação.

Na Odontologia, observa-se que a maioria dos estudos de MEF é bidimensional, devido às dificuldades de confecção de MEF tridimensional para as estruturas biológicas, já que estas apresentam uma grande diversidade de condições anatômicas e a dificuldade de padronização do estudo. Dentre os autores que utilizaram MEF tridimensional, abordados neste trabalho, estão Alvarenga (2001), Guedes et al. (1995), Kawasaki et al. (2001), Miranda (2001), Santos (1995),

Shim e Watts (2000) e Tanne et al. (1989). Rubin et al. (1983) observaram, ao comparar o estudo de MEF bi com tridimensional, que a concentração de tensões é menor no modelo tridimensional, já que representa mais fielmente o que ocorre clinicamente.

O presente estudo avaliou, pelo método dos elementos finitos bidimensional, as tensões desenvolvidas nas diferentes estruturas de suporte (osso cortical, osso esponjoso, fibromucosa e ligamento periodontal) de arcos parcialmente dentados de extremidade livre (classe I de Kennedy) inferior, em rebordo horizontal (MA) e rebordo descendente-ascendente (MB), quando aplicada uma carga de 100 N, axialmente sobre os dentes artificiais da prótese parcial removível em diferentes condições de aplicação de carga.

Dentro da área da prótese dentária, as PPREL são consideradas dentomucoso-suportadas e mucosodento-suportadas, já que utilizam duas vias de suporte, de naturezas diferentes, para transmissão de carga às estruturas remanescentes: dentes e fibromucosa (BEM-UR; HELFT; SEREBRO, 1983; MONTEITH, 1984; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996). Este tipo de prótese também é conhecida como prótese de alavanca posterior (HENDERSON; STEFFEL, 1979; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996).

Em condições normais, os dentes remanescentes escolhidos como suportes, apresentam capacidade de movimentação dentro do alvéolo, graças à presença do ligamento periodontal, em média de 0,1 mm, segundo Biaggi e Elbrecht (s.d.). Já a resiliência da fibromucosa, ou seja, sua capacidade de deformação varia de um rebordo para outro e mesmo em diferentes pontos de um mesmo rebordo (ELBRECHT, 1943; METTY, 1958; KYDD; DALY; WHEELER, 1971).

Segundo Saizar, a resiliência da fibromucosa pode variar de 0 até 2-3 mm. Em contrapartida, Biaggi e Elbrecht (s.d.) relatam uma resiliência que varia de 0,4-2 mm, sendo encontrado um valor médio de 1,3 mm, segundo Fava (1960) e Rebóssio (1963).

Isto significa que em uma PPREL, o deslocamento da fibromucosa é em média 13 vezes maior que o deslocamento do dente suporte (BIAGGI; ELBRECHT, s.d.; FAVA, 1960; REBÓSSIO, 1963; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996), embora encontra-se dados na literatura como o de Monteith (1984), onde relata-se que o deslocamento da fibromucosa é 25 vezes maior que o do dente suporte.

Mecanicamente, a fibromucosa atua como um coxim em PPREL, por onde as tensões são parcialmente absorvidas e transmitidas ao processo alveolar (ELBRECHT, 1943; LYTLE, 1962). Como mencionado, a espessura deste tecido pode variar em um mesmo rebordo, resultando em diferentes graus de deformação. No presente estudo, a espessura da fibromucosa foi estabelecida em 1 mm (LASCALA, 1989; REBOSSIO, 1963) por todo o rebordo residual em MA e MB, já que a variação entre os modelos restringiu-se à angulação do rebordo no plano sagital. Na metodologia, também foi determinado que a deformação máxima permitida pelo programa de computador a este tecido foi de 55% de sua espessura total (KYDD; DALY; WHEELER, 1971), ou seja, 0,55 mm.

Segundo Kydd, Daly e Wheeler (1971), a deformação da fibromucosa pode variar de 45-55%. Para Metty (1958), além de variar a espessura, pode variar também a composição tecidual, apresentando-se como um tecido denso e fibroso ou mesmo um tecido flácido, influenciando o grau e padrão de deformação.

Em MA, os carregamentos 1 e 2 produziram áreas de deformação máxima e mínima na fibromucosa localizadas em regiões semelhantes, ou seja, abaixo do 1º

e 2^o molares (máxima) e, região de trígono retromolar e gengiva inserida ao redor do dente suporte (mínima). Entretanto, em termos de grandeza, o carregamento 1 produziu deformação máxima 3 vezes maior que o carregamento 2 (0,137 mm X 0,046 mm), assim como ocorreu com a Tensão Mínima Principal, caracterizada por força de compressão (0,144 N/mm² X 0,049 N/mm²).

A área de deformação e TMP máximas localizaram-se próximo ao ponto de aplicação de carga. O carregamento 1, ou seja, a aplicação de carga na cúspide mediana do primeiro molar produziu uma alavanca maior sobre o dente, já que seu fulcro passa pelo apoio oclusal distal do dente suporte. Entretanto, ao aplicar a carga mais próxima do apoio oclusal (C2), houve uma redução significativa nas tensões, conforme descrito no trabalho de Craig e Farah (1978), onde também relataram esta redução de tensões quando a PPREL sofreu aplicação de carga em pontos mais próximos do apoio oclusal.

O presente estudo também está em concordância com Liau e Chen (1990), quando os autores afirmaram que o maior deslocamento da mucosa alveolar foi encontrado adjacente à área de carregamento.

Já em MB, a forma côncava do rebordo fez com que a carga aplicada perpendicularmente ao plano oclusal nos carregamentos 1 e 2, sofresse decomposição, cuja resultante tracionou a prótese para distal num primeiro momento, conforme citado por Todescan, Silva e Silva (1996), causando deformação e compressão na área logo abaixo do primeiro molar, estendendo-se até a região de trígono retromolar, o que está em concordância com o que foi observado no trabalho de Kawasaki et al. (2001).

As deformações máximas para os carregamentos 1 e 2 foram 0,131 mm e 0,039 mm, respectivamente e, para as forças de compressão (TMP) foram de 0,122

N/mm² e 0,042 N/mm². Novamente, pôde-se observar tensões e deformações mais concentradas durante o carregamento 1.

Tanto em MA quanto em MB, as Tensões Máxima Principal, caracterizadas por forças de tração neste estudo, foram visualizadas na região de trígono retromolar, porém, com valores baixos, sendo mais evidente no carregamento 1 de MB (0,092 N/mm²).

Assim como foi observado no trabalho de Nogawa (1989), o menor deslocamento da mucosa resultou na redução da concentração de tensões ao redor do dente suporte mais distal e distribuição mais uniforme das tensões ao longo do rebordo residual.

Akazawa e Sakurai (2002), Monteith (1984), Nally (1973) e Wills e Manderson (1977), estudaram a natureza viscoelástica da fibromucosa e notaram que este tecido, sob determinadas condições e tempo de aplicação de carga, deforma-se rapidamente (minutos), entretanto, demora horas para retornar a forma original em repouso, enquanto que o LPD retorna facilmente à posição original em minutos. Esta característica da fibromucosa fez com que no presente estudo, fosse estabelecida uma carga considerada fisiológica e não deletéria de 100 N, segundo Alvarenga (2001), Farah, Craig e Meroueh (1988), Laganá (1996), Lundgren e Laurell (1986), Mathias (1996), Miranda (2001), Targas (2001) e Williams, Edmundson e Rees (1987), não só para a fibromucosa, mas também para o osso cortical, osso esponjoso e LPD, já que se a fibromucosa pode responder com uma deformação permanente, o processo alveolar pode responder com reabsorção óssea.

Abaixo da fibromucosa, o processo alveolar é composto por osso cortical e esponjoso, que nos casos de PPREL podem apresentar, no plano sagital, diferentes

formas como foi classificado por Elbrecht (1943): rebordo horizontal, ascendente distal, descendente distal e descendente-ascendente.

Segundo Stewart, Rudd e Kuebker (1983), um fator importante a ser considerado é quando cargas mastigatórias são aplicadas em plano inclinado, como é o caso dos rebordos descendente-ascendente e descendente distal, pois formam duas resultantes de força, mecanicamente indesejáveis para as estruturas de suporte do aparelho protético.

Cargas muito elevadas também podem interferir na remodelação do processo alveolar, principalmente em regiões edentadas, como são os casos de classe I de Kennedy. Segundo Atwood e Coy (1971), Aydinlik e Akay (1980) e Xie, Ainamo e Tilvis (1997), fatores sistêmicos e locais contribuem para a dinâmica da remodelação óssea, sendo que em média, a maxila reabsorve 0,1 mm e a mandíbula 0,4 mm por ano (ATWOOD; COY, 1971).

Fatores como tempo pós-extração, uso diário de prótese, próteses mal adaptadas, arco antagonista, força de mordida, desarmonia oclusal, distância interoclusal, hábitos mastigatórios, força muscular, idade, sexo e osteoporose, podem influenciar o processo de reabsorção óssea (ATWOOD; COY, 1971; HENDERSON; STEFFEL, 1979; KARAAGAÇLIOGLU; OZKLAN, 1994; KLEMETTI, 1996; PIETROKOVSKI, 1975; XIE, AINAMO; TILVIS, 1997).

Beerstecher Jr. e Bell (1974), Guedes (2000), Kawasaki et al. (2001) e Maeda et al. (1989) relataram que a magnitude e direção da força influenciam no processo de reabsorção e, conseqüentemente, na forma do rebordo residual e vice-versa (HEKNEBY, 1967). Já Cecconi, Asgar e Dootz (1971, 1972) notaram que a inclinação do rebordo residual, o tipo e direção da carga e a adaptação da estrutura metálica afetam a magnitude e direção de movimento do dente suporte.

Carlsson, Hedegård e Koivuma (1961), relataram que a remodelação óssea é mais favorecida por forças de tração do que compressão. No presente estudo, foram utilizadas para avaliação tanto forças de tração (TMXP) quanto de compressão (TMP), como descrito por Craig e Farah (1978), em todas as estruturas de suporte da PPREL, sendo que estas tensões correspondem no OC e OE à aposição e reabsorção na dinâmica óssea, respectivamente. A importância do conhecimento das intensidades de ambas as tensões, consiste no fato de que a TC em PPREL é marcadamente mais presente do que a TT e menos suportada pelo osso alveolar, que se não controlada pode fazer com que a prótese induza ao processo de reabsorção óssea mais acelerada, o que está em concordância com os estudos de Aydinlik e Akay (1980), Beerstecher Jr. e Bell (1974), Carrlsson, Hedegård e Koivuma (1961) e Klemetti (1996).

Na tentativa de minimizar a alavanca da PPREL e, conseqüentemente, controlar o processo de reabsorção óssea, pode-se lançar mão de alguns recursos no momento da confecção da prótese, como:

1. Redução da superfície oclusal no sentido méso-distal (CHRISTENSEN, 1962; LAGANÁ, 1996; MATHIAS, 1996; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996) e vestíbulo-lingual para diminuição de carga vertical e horizontal (MATSUMOTO, 1971).

2. Máxima cobertura da sela sobre o rebordo residual, estendendo-se até o triângulo retromolar, respeitando o limite fisiológico das estruturas periorais (CHRISTENSEN, 1962; HENDERSON; STEFFEL, 1979; LAGANÁ, 1996; LYTLE, 1962; SAIZAR, 1958; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996), para suportar cargas horizontais e verticais (KAIRES, 1956).

3. Colocação de implante na região mais posterior do rebordo residual (LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; MIRANDA, 2001; MONTEITH, 1984).

4. Ajuste oclusal (HENDERSON; STEFFEL, 1979) para que seja obtido um maior número de contatos oclusais entre PPREL e dentes e, por consequência, diminuição das tensões sobre o dente suporte (LIAU; CHEN, 1990; MATHIAS, 1996), com apenas efeito secundário na fibromucosa (LIAU; CHEN, 1990).

5. Moldagem funcional do rebordo residual (HENDERSON; STEFFEL, 1979; MAXFIELD; NICHOLLS; SMITH, 1979; TEBROCK et al., 1979; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; VAHIDI, 1978; ZANETTI; LAGANÁ, 1988).

6. Utilização de base de resina resiliente (AYDINLIK; AKAY, 1980; SATO et al., 2000; SHIM; WATTS, 2000).

7. Utilização de conexão elástica para uma distribuição mais eqüitativa entre o suporte dental e ósseo (LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1996; MONTEITH, 1984; PEZZOLI; ROSSETO; CALDERALE, 1986; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996).

8. Manutenção periodontal dos dentes suportes (BERG, 1985; BERGMAN, 1987; NYMAN; LINDHE, 1979; RISSIN et al., 1985).

9. Mesialização dos apoios oclusais nos dentes suportes, pois quanto maior a distância entre o eixo de rotação e a extremidade livre, mais vertical será o movimento. Além disso, previne o movimento distal e abertura do contato interproximal do dente suporte, o que poderia resultar em perda óssea e estrangulamento do tecido gengival distal, adjacente ao dente suporte (BEM-UR; HELFT; SEREBRO, 1983; GUEDES et al., 1995; KRATOCHVIL, 1963; KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; MACCARTNEY, 1980; NOGAWA, 1989; PEZZOLI et al., 1993; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1988).

O método utilizado no presente estudo não permitiu a mesialização do apoio oclusal, já que trata-se de MEF bidimensional, ou seja, todas as estruturas encontram-se no mesmo plano de corte. Caso o apoio fosse localizado na mesial, o conector maior que liga o conector menor à malha metálica, atravessaria o dente suporte, causando um torque excessivo sobre o dente, não representando o que realmente ocorre em PPREL. Outra hipótese para a mesialização do apoio, seria a colocação do conector maior em plano diferente ao do dente suporte, o que necessitaria como metodologia de MEF tridimensional.

Além da colocação do apoio oclusal na distal do dente suporte, o presente estudo utilizou-se de alívio feito sob o conector menor, a fim de evitar o contato desta estrutura com a superfície axial do dente suporte, o que geraria torque para a distal deste dente, assim como foi feito nos estudos de Feingold, Grant e Johnson (1988) e Ko, McDowell e Kotowicz (1986). Kratochvil e Caputo (1974) ainda apontam este alívio como forma de permitir o movimento da base da prótese sobre o rebordo graças a rotação do descanso (ITOH et al., 1998) sobre seu preparo no dente suporte.

Como parte dos objetivos deste estudo foi fazer uma análise comparativa (análise de sensibilidade) e não obter dados absolutos das tensões e deformações entre as situações propostas, foi viável a utilização de apoio oclusal distal, assim como foi utilizado por Craig e Farah (1978) e descrito por Cecconi, Asgar e Dootz (1971), em estudo semelhante, onde os autores observaram o efeito da inclinação sagital do rebordo no movimento do dente suporte em relação ao espaço protético, utilizando apoio oclusal distal.

Segundo Feingold, Grant e Johnson (1984, 1988), não se pode relacionar a posição do descanso com a direção do movimento do dente suporte. Em 1986, Ko,

Mc Dowell e Kotowicz também afirmaram que não houve diferença significativa na distribuição das tensões ao redor do dente suporte quando da mudança de localização dos descansos oclusais de mesial para distal. Além do que, Bem-Ur, Helft e Serebro (1983) relataram que o posicionamento distal do descanso previne a impacção alimentar entre dente e prótese.

Vários estudos mostram que o tipo de aplicação de carga e o movimento dos dentes suportes são fortemente influenciados pelo planejamento da PPREL (ALVARENGA, 2001; CECCONI; ASGAR; DOOTZ, 1971, 1972; FEINGOLD; GRANT; JOHNSON, 1984, 1988; FRECHETTE, 1956; GUEDES et al., 1995; IGARASHI et al., 1999; KAIRES, 1956; KRATOCHVIL, 1963; KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1992, 1996; LUCAS, 2003; MACCARTNEY, 1980; MATHIAS, 1996; MATSUMOTO, 1971; MATSUMOTO; GOTO, 1970; MAXFIELD; NICHOLLS; SMITH, 1979; NOGAWA, 1989; SHIBUYA, 1975).

Assim como nos estudos de Craig e Farah (1978), Laganá (1996), Lucas (2003) e Mathias (1996), o presente estudo utilizou diferentes formas de carregamento, a fim de verificar o efeito da condição da aplicação de carga na distribuição das tensões nas estruturas de suporte da PPREL. Entretanto, assim como foi feito por Kawasaki et al. (2001), este estudo utilizou apenas carga vertical em relação ao plano oclusal (perpendicular), a fim de verificar a influência da forma do rebordo residual na distribuição de tensões.

No osso cortical do modelo com rebordo horizontal durante o carregamento 1 (MA-C1), a TT ficou localizada na face mesial do dente suporte (1,012 N/mm²), enquanto a TC ficou localizada na face distal do dente suporte e abaixo do 2^o pré-molar (1,355 N/mm²).

Já no osso esponjoso, as tensões de tração concentraram-se na mesma região que para OC, ou seja, no terço cervical da face mesial do dente suporte ($0,119 \text{ N/mm}^2$), além dos terços apical e médio da face distal do mesmo dente. As tensões de compressão também apresentaram-se melhor distribuídas no OE do que no OC, abrangendo praticamente toda a área ao redor do dente suporte ($0,344 \text{ N/mm}^2$) e rebordo residual, exceto a região de trígono retromolar e o terço cervical da face mesial do dente suporte. Estes resultados estão de acordo com os resultados de Craig e Farah (1978), onde os autores relatam que a concentração de tensões não está localizada abaixo do ponto de aplicação de carga, devido a íntima adaptação existente entre PPR e rebordo residual e, a capacidade de resiliência da fibromucosa em dissipar e distribuir parte das tensões.

As intensidades das tensões (TT e TC) no osso cortical foram mais elevadas e concentradas por área do que as do osso esponjoso, devido à diferenças nas propriedades mecânicas (Módulo de Elasticidade) destas estruturas, ou seja, o OC por ser mais rígido concentrou mais tensões e, OE por ser menos rígido conseguiu absorver parte das tensões e dissipar outra parte.

Durante o carregamento 2, MA apresentou TT na mesma área de distribuição que durante MA-C1 para o OC, porém com maior intensidade ($1,319 \text{ N/mm}^2$). Já no osso esponjoso, a área de distribuição das tensões foi melhor, sendo que a carga por ser aplicada mais próxima do dente suporte, conseguiu dirigir mais axialmente as tensões sobre o longo eixo do dente ($0,163 \text{ N/mm}^2$), evitando o torque do dente, assim como foi observado no estudo de O'Grady, Sheriff e Likeman (1996).

Com relação a TC, MA-C2 apresentou a mesma área de distribuição que MA-C1 para o osso cortical, porém com intensidade maior ($1,916 \text{ N/mm}^2$). Já no

osso esponjoso, a distribuição das tensões de C2 ficou mais restrita ao redor do dente suporte ($0,621 \text{ N/mm}^2$), sendo que existiram regiões do rebordo que não sofreram compressão, conforme descrito no estudo de Craig e Farah (1978).

Comparando MA-C1 e MA-C2, pode-se perceber que C1 gerou maior torque sobre o dente suporte para distal, fazendo com que o rebordo participasse mais da distribuição das tensões através da TC e, o dente suporte sofresse mais com a TT em direção distal. Estes resultados estão em concordância com o estudo de Feingold, Grant e Johnson (1984, 1988), onde o autor relatou que em rebordos horizontais, o dente suporte tem movimento para distal sob aplicação de carga distal. O carregamento 2 proporcionou um direcionamento mais axial da força incidente sobre o segundo pré-molar.

No osso cortical do modelo com rebordo descendente-ascendente durante o carregamento 1 (MB-C1), a TT assim como em MA-C1 ficou localizada na face mesial do dente suporte ($0,867 \text{ N/mm}^2$), enquanto a TC ficou localizada na face distal do dente suporte e abaixo do 2º pré-molar ($1,238 \text{ N/mm}^2$).

Já no osso esponjoso, as tensões de tração concentraram-se na mesma região que para OC, ou seja, no terço cervical da face mesial do dente suporte ($0,098 \text{ N/mm}^2$), além dos terços apical e médio da face distal do mesmo dente. As tensões de compressão também apresentaram-se melhor distribuídas no OE do que no OC, abrangendo praticamente toda a área ao redor do dente suporte, tendo seu pico de tensão no ápice ($0,352 \text{ N/mm}^2$) e também em quase todo rebordo residual ($0,141 \text{ N/mm}^2$), exceto a região de trígono retromolar. Kawasaki et al. (2001) explicam tais resultados como: quando uma força distal é aplicada em plano inclinado tem como conseqüência uma grande tensão distribuída a partir da região retromolar até o plano inclinado. Após a compressão da porção ascendente do

rebordo residual, num segundo momento a prótese move-se anteriormente e a pressão também é aplicada na região mais anterior do rebordo. Maxfield, Nicholls e Smith (1979) também relataram o movimento da prótese em direção ao rebordo quando da aplicação de força oclusal e torque sobre o dente suporte em rebordos inclinados recobertos por fibromucosa densa.

Assim como foi notado por Aydinlik e Akay (1980), em MB-C1 a parte superficial da região de rebordo residual apresentou altas TC, o que não ocorreu em MB-C2, além de apresentar deformação a partir do ponto de aplicação de carga para as laterais.

As intensidades das tensões (TT e TC) no osso cortical novamente foram mais elevadas e concentradas por área do que as do osso esponjoso.

Durante o carregamento 2, MB apresentou TT na mesma área de distribuição que durante MB-C1 para o OC, porém com maior intensidade (1,255 N/mm²). Já no osso esponjoso, a área de distribuição das tensões foi melhor, sendo que a carga por ser aplicada mais próxima do dente suporte (0,143 N/mm²), conseguiu dirigir mais axialmente as tensões sobre o longo eixo do dente, como descrito por O'Grady, Sheriff e Likeman (1996).

Com relação a TC, MB-C2 apresentou a mesma área de distribuição que MA-C1 para o osso cortical, porém com intensidade maior (1,889 N/mm²). Já no osso esponjoso, a distribuição das tensões de C2 ficou mais restrita ao redor do dente suporte (0,609 N/mm²), sendo que existiram regiões do rebordo (0,061 N/mm²) que praticamente não sofreram compressão, conforme descrito no estudo de Craig e Farah (1978) para este tipo de carregamento.

Comparando MB-C1 e MB-C2, pode-se perceber que C1 gerou maior torque sobre o dente suporte para a distal, fazendo com que o rebordo participasse

mais da distribuição das tensões através da TC e, o dente suporte sofresse mais com a TT em direção distal. O carregamento 2 proporcionou um direcionamento mais axial da força incidente no segundo pré-molar.

Estes resultados estão de acordo com os estudos de Heknebi (1967) e Cecconi, Asgar e Dootz (1971), onde os autores relataram que a inclinação do rebordo residual no plano sagital tem influência na transmissão de força para o dente suporte, quando da aplicação de carga na extremidade livre, afetando a magnitude e direção de movimento do dente suporte mais distal (FEINGOLD; GRANT; JOHNSON, 1984, 1988).

Kawasaki et al. (2001) também observaram que cargas distais, como a de C1 do presente estudo, levam a uma grande TC no plano inclinado do rebordo alveolar posterior (rebordo descendente-ascendente), o que pode ser verificado no presente estudo.

Segundo Henderson e Steffel (1979) o rebordo residual considerado ideal, deveria ser constituído por osso cortical que estivesse recobrindo um osso esponjoso relativamente denso, uma crista achatada, larga, que apresentasse emergências verticais e fosse recoberta por tecido conjuntivo denso fibroso, firme e imóvel. Desta forma, o rebordo suportaria os esforços tanto horizontais quanto verticais.

De uma forma geral, comparando MA e MB, pode-se observar que C1 solicitou mais do dente suporte e rebordo residual. Já C2 transmitiu os esforços para o dente suporte mais axialmente, sendo que o rebordo foi menos solicitado. A forma de rebordo descendente-ascendente fez com que tensões ficassem localizadas na porção ascendente do rebordo, ao passo que o rebordo horizontal conseguiu distribuir mais uniformemente as tensões por uma área maior.

Segundo Craig e Farah (1978), a presença do LPD ajuda a converter as forças de compressão para o dente em forças de tração para o osso, ajudando a manter a integridade desta estrutura.

Em PPR, os apoios oclusais são responsáveis pela transferência de forças longitudinalmente ao dente suporte (FEINGOLD; GRANT; JOHNSON, 1984, 1988), permitindo a intrusão deste no momento de aplicação da carga, graças à presença do ligamento periodontal. Em média, o LPD sofre deformação na ordem de 1/13 avos da deformação da fibromucosa (REBÓSSIO, 1963; FAVA, 1960; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996). No presente estudo, foi estabelecida a deformação máxima da fibromucosa em 0,55 mm, então para o LPD ficou estabelecido uma deformação máxima de 0,042 mm (1/13 avos de 0,55 mm).

Os trabalhos de MEF de Thresher e Saito (1973) e Rubin et al. (1983) não levaram em consideração a presença do ligamento periodontal e osso alveolar na distribuição de tensões dos dentes. Em contrapartida, Tanne et al. (1989) avaliaram as tensões em LPD de incisivos superiores por meio MEF tridimensional.

Kito, Suetsugu e Murakami (1977) estudaram, por meio do MEF, o comportamento mecânico de pré-molares inferiores com ligamento periodontal e osso mandibular e observaram que o LPD entra em condição hidrostática quando da aplicação de carga oclusal, apresentando grande capacidade de suporte para o dente.

Sulik e White (1981), por meio de análise fotoelástica, comprovaram que com a redução de suporte periodontal, há a redução de LPD e aumento na concentração de tensões ao redor dos dentes, sendo favoravelmente alterada com a colocação de próteses, fechando a questão da vital importância da presença do LPD em estudos de MEF e AF. Aydin e Tekaya (1992), Itoh et al. (1998), Reinhardt et al.

(1983) e Tanne et al. (1989) também estudaram a influência da presença do LPD e tecidos de suporte na distribuição das tensões.

No presente estudo, MA e MB tanto no carregamento 1 quanto no carregamento 2, apresentaram padrão similar de distribuição por região de deformação, Tensão Máxima e Mínima Principal para o LPD, sendo que as intensidades foram maiores durante C2.

A área que sofreu deformação máxima é coincidente com a área que sofreu compressão máxima (TMP), localizada no terço cervical da face distal do dente suporte. Com relação à deformação máxima, é observada em MA durante o carregamento 2 (0,008 mm), já que nesta situação, o segundo pré-molar sofreu a aplicação de carga, gerando um torque sobre o dente suporte para distal, que solicitou deslocamento maior do LPD, facilitado pela forma de rebordo horizontal, que permitiu deslize da prótese para distal. Entretanto, a TC máxima ocorreu em MB-C2 (0,957 N/mm²), devido a forma inclinada (côncava) do rebordo propiciar a decomposição de forças, sendo deletério às estruturas de suporte, como é o caso do LPD.

Em contrapartida, a área que sofreu máxima tração ficou localizada no terço cervical da face mesial do dente suporte em ambos modelos e condições de carregamento, sendo que em MA na condição de carregamento 2 apresentou maior tensão (0,414 N/mm²), sendo que o rebordo horizontal permitiu deslize da prótese para distal, fazendo com que o dente suporte solicitasse mais do LPD localizado no terço cervical da face mesial.

Os resultados deste estudo estão em concordância com Coolidge (1937), onde o autor estudou a espessura do LPD em dentes humanos e observou que o

lado que sofreu pressão apresentou menor espessura e o lado que sofreu tração apresentou maior espessura.

Comparando a deformação sofrida pela fibromucosa e LPD no terço cervical da face distal do dente suporte, nota-se que MB-C1 apresentou a maior relação de deformação entre fibromucosa e LPD (0,041 X 0,005 mm), mostrando que esta condição foi a que apresentou maior disparidade entre o comportamento das estruturas de suporte de PPREL: fibromucosa e dente, numa relação de 10:1. As condições MA-C2 (0,023 X 0,008 mm) e MB-C2 (0,020 X 0,007 mm) apresentaram a menor relação - 3:1, devido à aplicação de carga próximo ao dente suporte (carregamento 2).

Em virtude dos resultados expostos e a escassez de estudos em PPREL voltados às formas de rebordo residual, fica evidente a necessidade de futuras investigações, in vitro e in vivo, da distribuição de tensões nas estruturas de suporte deste tipo de prótese, devido à grande disparidade existente entre o comportamento biomecânico da fibromucosa e dente suporte frente à aplicação de cargas, confirmando os resultados aqui apresentados e criando uma base científica precisa para o tratamento de pacientes portadores de PPREL assentadas em rebordos horizontal e descendente-ascendente.

7 CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia utilizada e os resultados obtidos, pôde-se concluir que:

7.1. O osso cortical apresentou uma concentração de tensões maior tanto por área quanto intensidade que o osso esponjoso.

7.2. O osso cortical apresentou uma deformação mais restrita em área que o osso esponjoso.

7.3. O rebordo descendente-ascendente com aplicação de carga sobre o primeiro molar (MB-C1) apresentou a maior deformação da fibromucosa quando comparada à deformação sofrida pelo ligamento periodontal, na proporção de 10:1.

7.4. Com relação à distribuição de tensões ao redor do dente suporte, notou-se que a carga aplicada sobre o primeiro molar (C1) gerou maior torque sobre o dente para distal em relação à carga aplicada sobre o segundo pré-molar (C2).

7.5. A forma de rebordo residual descendente-ascendente apresentou uma distribuição de tensões menos favorável do que a forma de rebordo residual horizontal.

REFERÊNCIAS¹

Akazawa H, Sakurai K. Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching. *J Oral Rehabil* 2002;29(4):336-40.

Alvarenga RFS. Estudo comparativo das tensões geradas por meio do método dos elementos finitos numa prótese parcial removível superior de extremidade livre, utilizando-se de grampos circunferenciais ou do swing-lock [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Alves Filho A. Elementos finitos: a base da tecnologia CAE. 1ª ed. São Paulo: Érica; 2000.

Applegate OC. An evaluation of the support for the removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1960;61(2):112-23.

Applegate OC. Evaluating oral structures for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1961;11(5):882-5.

Aprile H, Figun ME, Garino RR. Anatomia odontológica orocervicofacial. 5ª ed. Buenos Aires: El Ateneo; 1975.

Atwood DA, Coy WA. Clinical, cephalometric and densitometric study of reduction of residual ridges. *J Prosthet Dent* 1971;26(3):280-95.

Aydin AK, Tekkaya AE. Stresses induced by different loadings around weak abutments. *J Prosthet Dent* 1992;68(6):879-89.

Aydinlik E, Akay HU. Effect of resilient layer in a removable partial denture base on stress distribution to mandible. *J Prosthet Dent* 1980;44(1):17-20.

Beerstecher Jr E, Bell RW. Some aspects of the biomechanical dynamics in the periodontal ligament and alveolar bone resulting from traumatic occlusion. *J Prosthet Dent* 1974;32(6):646-50.

Ben-Ur Z, Helft M, Serebro L. Planning the clasp system for a distal extension removable partial denture. *Quintess Dent Technol* 1983;7(1):15-8.

Berg E. Periodontal problems associated with use of distal extension removable partial dentures – a matter of construction? *J Oral Rehabil* 1985;12(5):369-79.

Bergman B. Periodontal reactions related to removable partial dentures: A literature review. *J Prosthet Dent* 1987;58(4):454-8.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Biaggi A, Elbrecht HJ. Prótesis articuladas y sus indicaciones. Buenos Aires: Mundi; [s.d.].

Black G. Descriptive anatomy of the human teeth. 1^a ed. Philadelphia: White Dental Manufacturing Co; 1897.

Braden M, Stafford GD. Viscoelastic properties of some denture base materials. J Dent Res 1968;47(4):519-23.

Carlsson GE, Hedegård B, Koivuma KK. Studies in partial dental prosthesis. II An investigation of mandibular partial dentures with double extension saddles. Acta Odontol Scand 1961;19(12):215-32.

Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. J Prosthet Dent 1971;25(4):375-81.

Cecconi BT, Asgar K, Dootz E. Clasp assembly modifications and their effect on abutment tooth movement. J Prosthet Dent 1972;27(2):160-7.

Christensen FT. Mandibular free-end denture. J Prosthet Dent 1962;12(1):111-5.

Clarke NG. Treatment planning for fixed and removable partial dentures: a periodontal view. J Prosthet Dent 1976;38(1):44-50.

Coolidge ED. The thickness of the human periodontal membrane. J Am Dent Assoc 1937;24(7-8):1260-70.

Corrêa AA, Matson E. Avaliação quantitativa e qualitativa dos esforços que ocorrem numa restauração de amálgama de prata pelo método dos elementos finitos. Ver Fac Odontol S Paulo 1977;15(1):19-26.

Craig RG, Farah JW. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. J Prosthet Dent 1978;39(3):274-7.

Curtis DA, Curtis TA, Waguild GN, Finzen FC. Incidence of various classes removable partial dentures. J Prosthet Dent 1992;67(5):664-7.

Devlin H, Sloan P, Path MRC. Alveolar bone resorption: a histologic study comparing bone turnover in the edentulous mandible and iliac crest. J Prosthet Dent 1994;71(5):478-81.

Elbrecht A. De la prótesis y de su construccio. Rev Odontol 1943;31(1):15-32.

Farah JW, Craig RG, Sirarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomechan 1973;6(5):511-20.

Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Dent Res 1974;53(4):859-66.

Farah JW, MacGregor AR, Miller TPG. Stress analysis of disjunct removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1979;42(3):271-5.

Farah JW, Craig RG, Meroueh KA. Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil* 1988;15(6):615-24.

Fava P. Conceitos biomecânicos e aparelhos parciais móveis de Beat-Muller. In: Aldrovandi C. *Prótese parcial móvel*. 3ª ed. Rio de Janeiro: Científica; 1960, p.155-6.

Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of partial denture design on abutment tooth and saddle movement. *J Oral Rehabil* 1984;13(6):549-57.

Feingold GM, Grant AA, Johnson W. The effect of variation of residual ridge angle on partial denture abutment tooth movement. *J Oral Rehabil* 1988;15(4):379-84.

Frechette AR. The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1956 6(2):195-212.

Guedes GG, Zanetti AL, Matson E, Marra JL. Influência da localização dos apoios oclusais em prótese parcial removível de extremidade livre através do método de elementos finitos. *RPG* 1995;2(4):245-9.

Guedes GG. Análise da prevalência na topografia do rebordo residual nas extremidades livres inferiores no plano sagital (Contribuição para o estudo) [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2000.

Hekneby M. Model experiments on the transmission of forces from a lower free-end partial denture to the supporting teeth. *Pandloegebladet* 1967;7(11):1097-119.

Henderson D, Steffel VL. *Prótese parcial removível*. 8ª ed. Trad. de Bruno Costa. São Paulo: Artes Médicas; 1979.

Hickey JC, Zarb GA, Bolender CL. *Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients*. St. Louis: Mosby; 1985.

Hindels GW. Stress analysis in distal-extension partial dentures. *J Prosthet Dent* 1957;7(2):197-205.

Huang HK, Ledley RS. Numerical experiments with a linear force displacement tooth model. *J Dent Res* 1969;48(1):32-7.

Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J Oral Rehabil* 1999;26(2):111-6.

Itoh H, Caputo AA, Wyllie R, Berg T. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial denture. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):465-71.

Kaires AK. Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *J Prosthet Dent* 1956;6(3):373-85.

Karaagaçlıoğlu L, Ozlan P. Changes in mandibular ridge height in relation to aging and length of edentulism period. *Int J Prosthodont* 1994;7(4):368-71.

Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K. Relationship between the stress distribution and the shape of the alveolar residual ridge – Three-dimensional behavior of a lower complete denture. *J Oral Rehabil* 2001;28(10):950-7.

Kito M, Suetsugu T, Murakami Y. Mechanical behavior of tooth, periodontal membrane and mandibular bone by the finite element method. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1977;24:81-7.

Klemetti E. A review of residual ridge resorption and bone density. *J Prosthet Dent* 1996;75(5):512-4.

Ko SH, McDowell GC, Kotowicz WE. Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. *J Prosthet Dent* 1986;56(4):454-65.

Ko C, Chu C, Chung K, Lee M. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. *J Prosthet Dent* 1992;68(3):421-7.

Kratochvil FJ. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1963;13(1):114-24.

Kratochvil FJ, Caputo AA. Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1974;31(1):52-61.

Kydd WL, Daly CH, Wheeler JB. The thickness measurement of masticatory mucosa in vivo. *Int Dent J* 1971;21(4):430-41.

Lacerda TS. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1992.

Laganá DC, Zanetti AL. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. *RPG* 1995;2(2):45-51.

Laganá DC. Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-

rígido [Tese de Livre Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Lascalea NT, Moussali NH. Periodontia clínica II – especialidades afins. 5^a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1989.

Liau YS, Chen OS. Stress analysis of distal free-end removable partial denture. *Changged Yi Xue Zz Zhi* 1990;13(4):304-13.

Lindhe J. Textbook of clinical periodontology. 2^a ed. Copenhagen: Munksgaard; 1989.

Lucas LVM. Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos [Tese de Mestrado]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2003.

Lundgren D, Laurell L. Occlusal force pattern during chewing and biting in dentition restored with fixed bridges of cross-arch extension. *J Oral Rehabil* 1986;13(1):57-71.

Lytle RB. Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures. *J Prosthet Dent* 1962;12(1):34-43.

MacCartney JW. Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture: a pilot study. *J Prosthet Dent* 1980;43(1):15-21.

Maeda Y, Tsutsumi S, Okada M, Idoji S, Nokubi T, Okuno Y. Simulation of bone resorption in denture patients using finite element analysis. 1. Application of optimization method. *Nippon Hotetasu Shika Gakkai Zasshi* 1989;33(2):450-6.

Mathias AC. Análise da distribuição interna das tensões nas estruturas de suporte das próteses parciais associadas fixa e removível de extremidade livre distal, com encaixe intracoronário rígido [Tese de Mestrado]. São Paulo Faculdade de Odontologia da USP; 1996.

Matsumoto M, Goto T. An experimental investigation in design and force distribution with unilateral mandibular distal extension removable partial dentures. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1970;17:113-21.

Matsumoto M. Evaluation of the occlusal table pattern in removable partial denture with unilateral distal extension saddle. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1971; 18:339-51.

Maxfield JB, Nicholls JI, Smith DE. The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1979;41(2):134-42.

Metty A. Obtaining efficient soft tissue support for the partial denture base. *J Am Dent Assoc* 1958;58:679-88.

Miranda ME. Estudo comparativo das tensões transmitidas à maxila por sobredentaduras implanto-suportadas e implanto-retidas mucoso-suportadas [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Monteith BD. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: Evaluation of concepts for design. *J Prosthet Dent* 1984;52(5):673-81.

Nally J. Methods of handling abutment teeth in Class I partial dentures. *J Prosthet Dent* 1973;30(4):561-6.

Navarro HC. Pesquisa realizada em 30 laboratórios comerciais da grande São Paulo para avaliação sobre os diversos aspectos da construção das próteses parciais removíveis, feitas pelos cirurgiões dentistas e técnicos de laboratório [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1988.

Nishigawa G, Matsunaga T, Maruo Y, Okamoto M, Natsuaki N, Minagi S. Finite element analysis of the effect of the bucco-lingual position of artificial posterior teeth under occlusal force on the denture supporting bone of the edentulous patient. *J Oral Rehabil* 2003;30(6):646-52.

Nogawa A. Study on the dynamic behavior of mandibular distal-extension removable partial denture utilizing finite element method. 2. Influence of the location of rest and displaceability of residual ridge mucosa. *Nippon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi* 1989;33(6):1313-27.

Nyman S, Lindhe J. A longitudinal study of combined periodontal and prosthetic treatment of patients with advanced periodontal disease. *J Period* 1979;50(4):163-9.

O'Brien WJ, Ryge G. *Materiais Dentários*. 1^a ed. Rio de Janeiro: Interamericana; 1981.

O'Grady J, Sheriff M, Likeman. A finite element method analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 1996;4(3):117-21.

Perry C. A philosophy of partial denture design. *J Prosthet Dent* 1956;6(6):775-84.

Peyton FA, Craig RG. Current evaluation of plastics in crown and bridge prosthesis. *J Prosthet Dent* 1963;13(4):743-53.

Pezzoli M, Rossetto M, Calderale, PM. Evaluation of load transmission by distal-extension removable partial dentures by using reflection photoelasticity. *J Prosthet Dent* 1986;56(3):329-37.

Pezzoli M, Appendino I, Calcagno L, Celasco M, Modica R. Load transmission evaluation by removable distal-extension partial dentures using holographic interferometry. *J Dent* 1993;21(5):312-6.

Pietrokovski J. The bony residual ridge in man. *J Prosthet Dent* 1975;34(4):456-62.

Rebóssio AD. *Protesis parcial removible*. 3^a ed. Buenos Aires: Mundi; 1963.

Reinhardt RA, Krejci RF, Pao YC, Stannard JC. Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. *J Dent Res* 1983;62(9):1002-8.

Rissin L, Feldman RS, Kapur KK, Chauncey HH. Six-year report of the periodontal health of fixed and removable partial denture abutment teeth. *J Prosthet Dent* 1985;54(4):461-7.

Rocha EP. *Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do método dos elementos finitos* [Tese de Doutorado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 2001.

Rubin C, Krishnamurthy N, Capilouto E, Yi H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. *J Dent Res* 1983;62(2):82-6.

Saizar P. *Protesis a placa*. 6^a ed. Buenos Aires: Progental; 1958.

Santos VMA. *Representação físico-geométrica do incisivo central inferior, análise das curvas de tensões, deformações e deslocamentos resultantes de carregamentos distribuídos axialmente, e discussão teórica da metodologia empregada pelo método dos elementos finitos em modelos tridimensionais* [Tese de Mestrado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 1995.

Sato Y, Yuasa Y, Abe Y, Akagawa Y. Finite element and Weibull analysis to estimate failure risk in resin-bonded retainers. *Int J Prosthodont* 1995;8(1):73-8.

Sato Y, Abe Y, Okane H, Tsuga K. Finite element analysis of stress relaxation in soft denture liner. *J Oral Rehabil* 2000;27(8):660-3.

Schmidt CAH. Planning and designing removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1953;3(6):783-806.

Serra OD, Ferreira F. *Anatomia dental*. 3^a ed. São Paulo: Artes Médicas; 1981.

Shibuya T. An analysis of stress distribution in the free-end saddles on the mandibular model. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1975;22:221-34.

Shim J, Watts DC. An examination of the stress distribution in a soft-lined acrylic resin mandibular complete denture by finite element analysis. *Int J Prosthodont* 2000;13(1):19-24.

Stewart TK, Rudd KD, Kuebker WA. *Clinical removable partial prosthodontics*. St. Louis: Mosby, 1983.

Sulik WD, White JT. Modification of stresses surrounding abutment teeth for fixed partial dentures induced by various levels of periodontal support: a photoelastic study. *J Prosthet Dent* 1981;46(1):32-5.

Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ, Sakuda M. Effect of moment to force ratios on stress patterns and levels in the PDL. *J Osaka Univ Dent* 1989;29:9-16.

Tanne K, Nagataki T, Matsubara S, Kato J, Terada Y, Sibaguchi T et al. Association between mechanical stress and bone remodeling. *J Osaka Univ Dent* 1990;30:64-7.

Targas MB. Análise comparativa no parcialmente edentado, das tensões internas em dentes íntegros e suportes inclinados pelo método dos elementos finitos [Tese de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Tebrock OC, Rohen RM, Fenster RK, Pelleu GB Jr. The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 1979;41(5):511-6.

Thresher RW, Saito GE. The stress analysis of human teeth. *J Biomech* 1973;6(5):443-9.

Todescan R, Silva ECB, Silva OJ. Atlas de prótese parcial removível. 1ªed. São Paulo: Santos; 1996.

Vahidi F. Vertical displacement of distal-extension ridges by different impression techniques. *J Prosthet Dent* 1978; 40(4):374-7.

Valentin I, Taïeb A, Benhaïm L, Franquin JC, Hourri A. Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation plane par élément finis. *Cah Prothèse* 1990;72:142-53.

Vree JHP, Peters MCRB, Plasschaert AJM. A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil* 1983;10(6):505-17.

Weinberg LA. Lateral force in relation to the denture base and clasp design. *J Prosthet Dent* 1956;6(6):785-800.

Wical KE, Swoope CC. Studies of residual ridge resorption. Part I. Use of panoramic radiographs for evaluation and classification of mandibular resorption. *J Prosthet Dent* 1974;32:7-12.

Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. *Dent Mat* 1987;3:200-6.

Wills DJ, Manderson RD. Biomechanical aspects of the support of partial dentures. *J Dent* 1977;5(4):310-8.

Xie Q, Ainamo A, Tilvis R. Association of residual ridge resorption with systemic factor in home-living elderly subjects. *Acta Odontol* 1997;55(5):299-305.

Yettram AL, Wright KWJ, Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. *J Dent Res* 1976;55(6):1004-11.

Zanetti AL, Laganá DC. Planejamento: prótese parcial removível. 1^a ed. São Paulo: Sarvier; 1988.

APÊNDICE A – Valores de Deformação (mm), TMXP e TMP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o dente suporte de MA, durante C1

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	TMXP	TMP
A	Gengiva	0-0,014	0-0,009	0-0,014
	O. Cortical	0,001-0,001	0,101-1,012	0-0,136
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0,048-0,119	0-0,034
	LPD	0,001-0,002	0-0,360	0-0,054
B	O. Cortical	0,001-0,001	0-0,304	0-0,271
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,012	0,034-0,172
	LPD	0,001-0,002	0-0,036	0,054-0,217
C	O. Cortical	0,001-0,001	0-0,304	0,136-0,813
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,084	0,138-0,344
	LPD	0,001-0,002	0-0,036	0,054-0,217
D	O. Cortical	0,001-0,002	0-0,101	0,407-0,813
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0,024-0,060	0,069-0,138
	LPD	0,001-0,003	0,072-0,144	0,054-0,162
E	Gengiva	0-0,041	0-0,009	0-0,043
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,304	0-0,813
	O. Esponjoso	0,002-0,002	0-0,036	0,069-0,241
	LPD	0,003-0,005	0-0,072	0,162-0,542

APÊNDICE B – Valores de Deformação (mm), T_{MXP} e T_{MP} (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o dente suporte de MA, durante C2

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	T _{MXP}	T _{MP}
A	Gengiva	0-0,005	0-0,002	0-0,005
	O. Cortical	0,001-0,002	0,132-1,319	0-0,192
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0,016-0,130	0-0,062
	LPD	0,002-0,003	0,041-0,414	0-0,085
B	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,132	0-0,575
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,016	0,062-0,311
	LPD	0,003-0,004	0-0,041	0,085-0,339
C	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,923	0-1,341
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,163	0,311-0,621
	LPD	0,003-0,004	0-0,166	0,170-0,594
D	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,132	0,766-1,341
	O. Esponjoso	0,001-0,003	0,081-0,146	0,124-0,249
	LPD	0,003-0,005	0,124-0,248	0,085-0,255
E	Gengiva	0-0,023	0-0,002	0-0,025
	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,396	0-1,150
	O. Esponjoso	0,002-0,003	0-0,065	0,062-0,373
	LPD	0,005-0,008	0,041-0,124	0,255-0,849

APÊNDICE C – Valores de Deformação (mm), TMXP e TMP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o dente suporte de MB, durante C1

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	TMXP	TMP
A	Gengiva	0,001-0,014	0-0,009	0-0,012
	O. Cortical	0,001-0,001	0,087-0,867	0-0,124
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,098	0-0,035
	LPD	0,001-0,002	0-0,282	0-0,059
B	O. Cortical	0,001-0,001	0-0,260	0-0,248
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,010	0,035-0,176
	LPD	0,001-0,002	0-0,028	0,059-0,235
C	O. Cortical	0,001-0,001	0-0,347	0,124-0,867
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,068	0,176-0,352
	LPD	0,001-0,002	0-0,085	0,059-0,235
D	O. Cortical	0,001-0,002	0-0,087	0,495-0,867
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0,020-0,068	0,070-0,141
	LPD	0,002-0,003	0,085-0,141	0,059-0,177
E	Gengiva	0,001-0,040	0-0,009	0-0,037
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,260	0-0,743
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,039	0,035-0,247
	LPD	0,002-0,004	0-0,085	0,177-0,589

APÊNDICE D – Valores de Deformação (mm), T_{MX}P e T_MP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o dente suporte de MB, durante C2

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	T _{MX} P	T _M P
A	Gengiva	0-0,004	0-0,005	0-0,004
	O. Cortical	0,002-0,002	0,125-1,255	0-0,189
	O. Esponjoso	0,002-0,002	0-0,128	0-0,061
	LPD	0,002-0,003	0-0,381	0-0,096
B	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,125	0-0,378
	O. Esponjoso	0,002-0,002	0-0,014	0,061-0,365
	LPD	0,003-0,004	0-0,038	0,096-0,383
C	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,627	0-1,322
	O. Esponjoso	0,002-0,002	0-0,143	0,365-0,609
	LPD	0,003-0,004	0-0,114	0,096-0,383
D	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,125	0,756-1,322
	O. Esponjoso	0,002-0,003	0,071-0,143	0,183-0,243
	LPD	0,003-0,005	0,152-0,267	0,096-0,287
E	Gengiva	0-0,020	0-0,002	0,008-0,025
	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,376	0-0,944
	O. Esponjoso	0,002-0,003	0-0,114	0,061-0,426
	LPD	0,004-0,007	0-0,191	0,191-0,957

APÊNDICE E – Valores de Deformação (mm), TMXP e TMP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o rebordo residual de MA, durante C1

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	TMXP	TMP
F	Fibromucosa	0-0,069	0-0,009	0,029-0,072
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,101	0,271-0,813
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,036	0,069-0,241
G	Fibromucosa	0-0,137	0-0,009	0,086-0,144
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,101	0-0,271
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,012	0,069-0,138
H	Fibromucosa	0-0,137	0-0,009	0,101-0,144
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,101	0-0,271
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,012	0,103-0,172
I	Fibromucosa	0-0,109	0,009-0,085	0-0,086
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,101	0-0,271
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,012	0-0,103

APÊNDICE F – Valores de Deformação (mm), TMXP e TMP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o rebordo residual de MA, durante C2

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	TMXP	TMP
F	Fibromucosa	0-0,037	0-0,002	0,015-0,039
	O. Cortical	0,001-0,003	0-0,132	0-1,150
	O. Esponjoso	0,001-0,003	0-0,081	0,062-0,373
G	Fibromucosa	0-0,046	0-0,002	0,039-0,049
	O. Cortical	0-0,001	0-0,132	0-0,192
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,016	0-0,124
H	Fibromucosa	0-0,046	0-0,002	0,029-0,049
	O. Cortical	0-0,001	0-0,132	0-0,192
	O. Esponjoso	0-0,001	0-0,016	0-0,062
I	Fibromucosa	0-0,023	0-0,023	0-0,025
	O. Cortical	0-0,001	0-0,132	0-0,192
	O. Esponjoso	0-0,001	0-0,016	0-0,062

APÊNDICE G – Valores de Deformação (mm), TMXP e TMP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o rebordo residual de MB, durante C1

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	TMXP	TMP
F	Fibromucosa	0,001-0,066	0-0,009	0-0,073
	O. Cortical	0,001-0,002	0-0,087	0-0,743
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,039	0,035-0,247
G	Fibromucosa	0,001-0,118	0-0,009	0,073-0,122
	O. Cortical	0,001-0,002	0-0,087	0-0,248
	O. Esponjoso	0,001-0,001	0-0,010	0,070-0,141
H	Fibromucosa	0,001-0,131	0-0,009	0,110-0,122
	O. Cortical	0,001-0,002	0-0,087	0-0,248
	O. Esponjoso	0,001-0,002	0-0,010	0,106-0,141
I	Fibromucosa	0,001-0,131	0-0,083	0-0,110
	O. Cortical	0,002-0,002	0-0,087	0,124-0,372
	O. Esponjoso	0,002-0,002	0-0,010	0-0,141

APÊNDICE H – Valores de Deformação (mm), TMXP e TMP (N/mm²) nas diferentes estruturas que compõem o rebordo residual de MB, durante C2

REGIOES	ESTRUTURAS	DEFORMAÇÃO	TMXP	TMP
F	Fibromucosa	0,004-0,035	0-0,002	0,008-0,038
	O. Cortical	0,002-0,003	0-0,125	0-1,133
	O. Esponjoso	0,002-0,003	0-0,100	0,061-0,426
G	Fibromucosa	0,004-0,039	0-0,002	0,034-0,042
	O. Cortical	0-0,001	0-0,125	0-0,378
	O. Esponjoso	0-0,002	0-0,014	0-0,122
H	Fibromucosa	0-0,039	0-0,002	0,034-0,042
	O. Cortical	0-0,001	0-0,125	0-0,189
	O. Esponjoso	0-0,001	0-0,014	0-0,061
I	Fibromucosa	0,004-0,035	0-0,021	0-0,029
	O. Cortical	0-0,001	0-0,125	0-0,189
	O. Esponjoso	0-0,001	0-0,014	0-0,061