RENATO ZANUTTO BUENO DE CAMARGO

**ANÁLISE COMPARATIVA PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS
FINITOS BIDIMENSIONAL DAS TENSÕES GERADAS NAS
ESTRUTURAS DE SUPORTE DE PRÓTESE PARCIAL REMOVÍVEL
DE EXTREMIDADE LIVRE INFERIOR SOBRE REBORDO RESIDUAL
ASCENDENTE DISTAL E DESCENDENTE DISTAL**

São Paulo

2005

RENATO ZANUTTO BUENO DE CAMARGO

**Análise comparativa pelo método dos elementos finitos
bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de
Prótese Parcial Removível de extremidade livre inferior sobre
rebordo residual ascendente distal e descendente distal**

RENATO ZANUTTO B. DE CAMARGO

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

2005

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Camargo, Renato Zanutto Bueno de Camargo

Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo ascendente distal e descendente distal. / Renato Zanutto Bueno de Camargo; orientador: Hamilton Navarro. – São Paulo, 2005.

197p : fig.; 30cm.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Prótese Dental) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Elementos finitos – Análise de tensões 2. Prótese parcial removível – Extremidade livre – 3. Inclinação de rebordo – rebordo descendente distal e ascendente distal

CDD 617.69
BLACK D3322???

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail: zcamargo@usp.br

FOLHA DE APROVAÇÃO

Camargo RZB. Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo residual ascendente distal e descendente distal [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

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

À minha mãe, Onivanilda, pelo exemplo de força, coragem e fé, que sempre me incentivaram em todos os momentos da vida.

Ao meu pai, Benedito, pela sinceridade, honestidade e humildade, que ajudou na formação do meu caráter, tanto pessoal quanto profissional.

E a ambos por ensinarem, com gestos simples, o verdadeiro significado da palavra amor, oferecendo como ferramenta eterna para a vida o estudo e o conhecimento, por mim conquistado, mas principalmente por eles, com tamanho esforço.

A minha esposa, Alessandra, por contribuir diretamente com sua inteligência e objetividade na realização desta tese, mas principalmente por me propiciar felicidade, carinho, amizade, dedicação e amor desde que estamos juntos.

Aos meus avós Agostinho e Santina, por me ensinarem como conduzir a vida com felicidade e simplicidade.

Ao meu irmão e melhor amigo, Luiz Fernando, pelo exemplo de superação, objetividade e lealdade.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela vida e a São José, a quem sou devoto.

Ao Prof. Dr. Hamilton Navarro, um agradecimento muito especial, pela amizade e confiança em mim depositadas, desde a graduação, culminando na pós-graduação, sendo de fundamental importância para minha formação, para que os objetivos fossem definidos e alcançados.

Aos meus sobrinhos Guilherme, Henrique e Gabriel, por trazerem alegria e esperança para nossas vidas.

Aos meus tios Nivaldo, Lurdinha, Dinalva e Sérgio, pelo imenso amor transmitidos em todas as fases da minha vida.

Aos meus sogros, Adélia e Carlos, pela grande amizade, paciência e incentivo em todas as horas.

Ao amigo e professor Prof. Dr. Bruno Costa, pela benevolência, disponibilidade e auxílio incansável, em especial no planejamento desse trabalho de pesquisa.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa do diretor Prof. Dr. Edmir Matson, pela oportunidade oferecida, da qual muito me orgulho.

Ao Prof. Dr. João Humberto Antoniazzi, Presidente da Comissão de Pós-Graduação e a todos os membros da Comissão pelo curso de elevada qualidade.

À Profa. Dra. Maria Cecília Miluzzi Yamada, Coordenadora do curso de Pós-Graduação em Odontologia com área de concentração em Prótese Dentária, pelo apoio e dedicação para um curso de alto nível.

Ao Departamento de Prótese Dentária, na pessoa do Prof. Dr. Carlos Gil, pelo incentivo e seriedade nas decisões.

Aos queridos professores Prof. Dr. Odilon da Silva e Profa. Dra. Maria Ângela Prestes de Oliveira, que, desde a época de estagiário, sempre incentivaram, me acolhendo com seus ensinamentos para a profissão e para a vida.

A Profa. Dra. Miriam Targas, pelo incentivo e confiança em mim depositada.

Aos professores Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun e à Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá, pelo incentivo à pesquisa e pela disponibilidade.

Aos professores do curso de Pós-Graduação, cujos ensinamentos serão imprescindíveis para a condução da minha carreira profissional e didática.

A todos os funcionários do Departamento de Prótese, que, sempre muito prestativos, foram fundamentais no decorrer do curso. Em especial, à Valdinéia, Coraci, Sandra e Regina, que, com muita simpatia, dedicação e profissionalismo, auxiliaram e resolviam parte das minhas dificuldades.

Às secretárias da Pós-Graduação, Nair Hatsuko Tanaka e Kátia Tiezze, pelo auxílio prestado.

Aos eternos amigos irmãos Michael Sontak Campo (Miguelito), Marcelo Munhões Romano (Gordo), Carlos Cheque Bernardo (Charles), Hamilton Aoki (Melan), Rodrigo Otávio Di Napoli Melo (Negão) e Emerson Luiz Rota (Zimmers), parceiros para toda obra, em qualquer momento.

À Eliane Matsura (Lili), pela amizade, disponibilidade e auxílio na pesquisa.

Ao amigo de sempre Prof. Dr. Paulo Francisco César, por responder as minhas mais singelas dúvidas, incansavelmente, e a qualquer hora.

Aos meus amigos inseparáveis da turma 71 por tudo que representam para mim.

À amiga Carla Senno Plaza, pela amizade, paciência e parceria.

Ao amigo Eliseu Bueno, pela demonstração de amizade e pela parceria nas tardes de quinta-feira no Dentinho's.

Aos estimados amigos e colegas do curso de Pós-Graduação em Prótese Dentária da FOU SP.

À Profa. Dra. Vânia Santos e aos engenheiros Gastão Dias Motta e John Rough, pelo valioso auxílio prestado na confecção desse trabalho.

À empresa NCE, em especial ao engenheiro Prof. Dr. Avelino Alves Filho e ao engenheiro Sussumu Nohara, pela dedicação e profissionalismo, e por me acolher, assumindo a parte experimental da pesquisa, superando as melhores expectativas em todos os aspectos.

Ao Engenheiro Francis, pela extrema paciência, e pelos serviços prestados na confecção dos desenhos em AutoCAD.

Às bibliotecárias Vânia e Luzia pela simpatia e auxílio fundamental que me foi prestado.

“Se você quer transformar o mundo experimente primeiro promover o seu aperfeiçoamento pessoal e realizar inovações no seu próprio interior. Estas atitudes se refletirão em mudanças positivas no seu ambiente familiar. Deste ponto em diante, as mudanças se expandirão em proporções cada vez maiores. Tudo que fazemos produz efeito, que causa algum impacto”.

Dalai-Lama

Camargo RZB. Análise comparativa pelo método dos elementos finitos bidimensional das tensões geradas nas estruturas de suporte de prótese parcial removível de extremidade livre inferior sobre rebordo ascendente distal e descendente distal [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005

RESUMO

Nesta pesquisa, foi realizada uma análise comparativa, por meio do método dos elementos finitos bidimensional linear, das deformações e tensões geradas a partir da aplicação de uma carga de 100N, nas estruturas de suporte (fibromucosa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso) de dois modelos que simulam um hemiarco mandibular associada a uma prótese parcial removível de extremidade livre distal inferior, quando da variação da inclinação do rebordo residual no plano sagital. O modelo A (MA) foi desenhado com um rebordo ascendente distal com 15 graus de inclinação e o modelo B (MB) com um rebordo descendente distal com 15 graus negativos, ambos em relação ao plano oclusal. Nos dois modelos aplicou-se uma carga primeiramente na cúspide médio-vestibular do primeiro molar inferior artificial (C1) e depois na cúspide vestibular do segundo pré-molar inferior (C2), por meio do programa I-deas (software de elementos finitos) onde foram feitas as análises de deformações e tensões e processamento das imagens. Fez-se então uma análise comparativa dos carregamentos (C1 e C2) em cada modelo individualmente e entre os dois modelos (MA e MB). Os resultados permitiram concluir que: 1) A inclinação do rebordo residual no plano sagital influenciou na distribuição e na intensidade das tensões das estruturas de suporte; 2) No osso cortical as tensões foram mais localizadas e de maior intensidade que no osso esponjoso; 3) A diferença de deformação entre fibromucosa e ligamento periodontal foi maior quando a carga foi aplicada no primeiro molar, de ambos os modelos, sendo a mais expressiva no rebordo ascendente distal; 4) As tensões de compressão foram maiores em intensidade e melhor distribuídas no osso esponjoso e no osso cortical, quando comparadas as tensões de tração; 5) O rebordo ascendente distal se mostrou mais favorável à distribuição das tensões nas estruturas de suporte quando comparado ao rebordo descendente distal; 6) Nos dois modelos a aplicação da carga no primeiro molar gerou um maior torque sobre o

dente suporte para a distal do que quando aplicado no segundo pré-molar, principalmente no rebordo descendente distal; 7) As estruturas de suporte do rebordo residual foram mais solicitadas em C1 que em C2, em ambos os modelos, principalmente no rebordo ascendente distal; 8) No dente suporte as tensões nas estruturas de suporte foram mais axiais quando o carregamento ocorreu no segundo pré-molar inferior, em ambos os modelos.

Palavras-Chave: Prótese Parcial Removível Extremidade Livre – Método dos Elementos finitos – Análise de Tensões – Deformação - Rebordo Residual Ascendente Distal – Rebordo Residual Descendente Distal

Camargo RZB. A two-dimensional finite element comparative analysis of the stress distribution in the supporting structures of a inferior distal extension base removable partial denture over a distal ascending and distal descending residual ridge. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.

ABSTRACT

In this study, a two-dimensional finite element comparative analysis of the stress distribution and of displacement in the supporting structures – oral mucosa, periodontal ligament, compact and cancellous bone – was carried out for a distal extension base removable partial denture (RPD), modeled on two mandibular dental archs with different types of residual ridge when applying loads of 100N. The A model (MA) was developed to include a distal ascending alveolar ridge with a 15-degrees positive inclination, while the B model (MB) was prepared with a distal descending alveolar ridge with a 15-degrees negative inclination. Both models had a load applied initially on the lower first molar median cusp (C1) and then on the lower second premolar buccal cusp (C2). Using the FEA software (IDEAS, USA) for the stress distribution and displacement analysis of the generated images. A comparative analysis was then performed on the C1 and C2 loads for which and both models (MA and MB). The results showed that: 1 – The alveolar ridge inclination showed some degree of on the stress distribution and intensity generated by the RPD; 2 – The compact bone showed greater stress concentration and intensity than the cancellous bone; 3 – The ratio between oral mucosa and periodontal ligament displacement showed greater values when load was applied on the lower first molar for both models. The ratio was higher for the distal ascending alveolar ridge; 4- The compressive stress showed greater intensity and better range of distribution than the tensile stress for both the compact and cancellous bone; 5 – The distal ascending residual ridge had a more favourable stress distribution than distal descending counterpart ; 6 – The load applied on the lower first molar produced more distal torquing on the supporting tooth than that on the lower second premolar ,specially on the distal descending residual ridge; 7 – the load applied on the lower first molar generated greater amount of stress on the residual ridge supporting structures for both models, but specially for the distal ascending residual ridge; 8 – The load

applied on the lower second premolar produced more vertical forces on the supporting structures of the tooth for both models.

Key-works: Distal Extension Base Removable Partial Denture – Finite Element Method – Stress Analysis – Displacement – Ascending Residual Ridge – Descending Residual Ridge

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Área
C1	Carregamento 1
C2	Carregamento 2
C1MA	Carregamento 1 do modelo A
C2MA	Carregamento 2 do modelo A
C1MB	Carregamento 1 do modelo B
C2MB	Carregamento 1 do modelo B
CoCr	Liga de cobalto e cromo
F	Força
GPa	Giga Pascal
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma força
M	Molar
MA	Modelo A
MB	Modelo B
MN/mm ²	Mega Newton por milímetro quadrado
mm	milímetro
MPa	Mega Pascal
N	Newton
N/mm ²	Newton por milímetro quadrado
PM	Pré-molar
PPR	Prótese Parcial Removível

PPREL	Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre
RAD	Rebordo ascendente-distal
RDD	Rebordo descendente-distal
TMP	Tensão Mínima Principal
TMxP	Tensão Máxima Principal
TC	Tensão de Compressão
TT	Tensão de Tração

LISTA DE SÍMBOLOS

°	graus
E	Módulo de elasticidade ou de Young
ν	Coeficiente de Poisson
%	Por cento
44	Primeiro pré-molar inferior
45	Segundo pré-molar inferior
46	Primeiro molar inferior
47	Segundo molar inferior

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	18
3 PROPOSIÇÃO	62
4 MATERIAL E MÉTODOS	63
5 RESULTADOS	85
6 DISCUSSÃO	153
7 CONCLUSÕES	173
REFERÊNCIAS	175
APÊNDICE	186

1 INTRODUÇÃO

A reabilitação protética em arcos sem suporte distal é considerada um planejamento complexo, ao envolver diferentes estruturas de suporte. A incidência de arcos com extremidade livre inferior ainda tem uma grande representatividade nos dias de hoje. Curtis et al. (1992) relataram que aproximadamente 70% dos arcos inferiores que receberam Prótese Parcial Removível (PPR) são de extremidade livre, uni ou bilaterais. A PPR é, portanto, uma das alternativas de tratamento, já que os implantes dentários ainda estão restritos a uma pequena parcela da população, seja pelo alto custo e baixa acessibilidade das camadas menos favorecidas economicamente, ou pelas condições ósseas e sistêmicas apresentadas pelo paciente, que podem limitar a indicação desse tipo de tratamento.

O conhecimento histológico, bem como a fisiologia dos tecidos e o comportamento biomecânico do sistema de suporte de uma PPR são de extrema importância. Esse sistema propicia a base de assentamento da prótese, e é constituído de elementos vivos, os quais entram em contato com o aparelho protético. Além disso, o sistema de suporte está encarregado de receber todas as cargas transmitidas pelo sistema mastigatório. Segundo Todescan, Silva e Silva (1996), fazem parte do sistema de suporte: dentes remanescentes, tecidos periodontais, fibromucosa e tecido ósseo alveolar.

A premissa básica de uma prótese dental é manter o equilíbrio entre a saúde e função do sistema estomatognático, com a preservação de suas estruturas, proporcionando estética e conforto durante seu uso (NAVARRO, 1988). O comportamento da PPR exige do profissional o reconhecimento das dificuldades de

planejamento, para resultar em um melhor prognóstico. O suporte distal dessas próteses é realizado pelo conjunto fibromucosa e rebordo residual, e o suporte anterior, pelos elementos dentais remanescentes. Essas estruturas distintas comportam-se de modo diferente quando da aplicação de cargas mastigatórias na região dos dentes artificiais. A fibromucosa, segundo Fava (1956), cede em média 1,3mm, quando há aplicação de cargas axiais. O dente cede cerca de 0,1mm (THIELEMANN¹, 1938 apud REBÓSSIO, 1963). Esse duplo suporte resulta na formação de um sistema de alavanca que pode ser destrutivo aos tecidos de suporte e ao remanescente dental.

A participação da fibromucosa no suporte da PPR de extremidade livre (PPREL) cresce em importância à medida que a área dentada diminui. Segundo Todescan, Silva e Silva (1996), o estudo anatômico e topográfico do comportamento do sistema ósseo e fibromucoso de suporte e, por consequência, do rebordo residual, com suas inclinações em decorrência da reabsorção óssea alveolar pela perda dos dentes, leva a um melhor entendimento sobre a distribuição das tensões sobre as estruturas envolvidas.

As cargas aplicadas durante a mastigação nos dentes artificiais chegam primeiramente na fibromucosa. No entanto, o verdadeiro suporte é o osso alveolar (APPLEGATE, 1961; REBÓSSIO, 1963). Elbrecht (1943) afirmou que o braço da extremidade livre não está suspenso, mas descansa sobre a crista alveolar, interposta pela mucosa gengival. O rebordo residual é formado por uma crista (região principal de suporte) e duas vertentes (vestibular e lingual), consideradas regiões secundárias. Esse mesmo autor, pela primeira vez, classificou as inclinações

¹ Thielemann K. Biomechanick der Paradentose. Leipzig, 1, 22, 1938

do rebordo residual, num plano sagital, em quatro formas: rebordo horizontal, ascendente-distal, descendente-distal e ascendente-descendente.

Um fator a ser considerado é que as cargas mastigatórias, quando aplicadas em um plano inclinado, formam duas resultantes mecanicamente indesejáveis (STEWART; RUDD; KUEBKER, 1983). Por consequência, essas resultantes não-axiais podem gerar danos ao suporte da PPR, como, por exemplo, a reabsorção óssea do rebordo residual (AKASAWA; SAKURAI, 2002).

Poucos estudos consistentes da aplicação de cargas sobre os diferentes tipos de rebordo residual foram realizados até o momento. No presente estudo, buscando uma metodologia mais atual de análise de tensões, dois modelos foram construídos, com rebordo ascendente-distal e descendente-distal, ambos em relação ao plano oclusal. Para tal análise, o método do elemento finito parece ser o mais indicado, ao permitir a visualização e a quantificação da ocorrência das tensões e deformações decorrentes de uma carga de 100N, aplicada sobre uma PPR inferior de extremidade livre.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A revista da literatura está subdividida em tópicos, de acordo com os assuntos pertinentes ao estudo para melhor entendimento didático: método dos elementos finitos; análise fotoelástica, próteses parciais removíveis de extremidade livre; inter-relação entre periodontia e prótese.

2.1 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 (TURNER et al.², 1956 apud TANNER 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, na qual as forças aplicadas eram exclusivamente verticais e, depois, horizontais.

A fotoelasticidade e o método do elemento finito foram comparados por

² 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). Os autores verificaram que as tensões desenvolvidas em restaurações de cavidades classe II mostravam-se de forma clara, e visíveis por meio de franjas coloridas fotoelásticas, podendo ser analisadas do ponto de vista qualitativo. Por outro lado, pelo método dos elementos finitos, a avaliação era mais detalhada quanto ao estado completo de tensões que se processaram no modelo pesquisado. Como conclusão, os autores sugeriram que a associação dos dois métodos permite um melhor entendimento da distribuição de tensões, quando uma restauração dental é submetida à ação de cargas mastigatórias.

Muitos estudos de análise de tensões assumem o dente como uma estrutura homogênea, segundo Thresher e Saito (1973). Na realidade, afirmam os autores, o dente não é homogêneo. O modelo de elasticidade do esmalte dentário é, mais ou menos, três vezes o módulo de elasticidade da dentina, o que leva a uma falha em estudos anteriores, com outras metodologias. Utilizando o método dos elementos finitos, um modelo de incisivo central superior sofreu carga de 3 libras. Modelos de dentes homogêneos e não-homogêneos foram investigados (um modelo homogêneo e dois heterogêneos). Os autores concluíram que o uso de modelos não-homogêneos é importante para analisar tensões internas. Além disso, a maior parte das tensões foi suportada pelo esmalte e transferida para a estrutura óssea, principalmente ao redor da raiz.

No ano seguinte, Farah e Craig (1974) analisaram um modelo de primeiro molar preparado para receber uma 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.

Yettram, Wright e Pickard (1976) estudaram, pelo 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. Os autores relacionaram esse fato com o alto grau de compressão a que estão sujeitas as restaurações inseridas nesta região, embora não seja uma área de contato direto durante a mastigação. A maior diferença ocorreu na região cervical, entre esmalte e a coroa, em virtude da geometria desta última, com 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 o comportamento mecânico de modelos de primeiros pré-molares inferiores, com ligamento periodontal e osso mandibular, pela metodologia dos elementos finitos. Ao aplicar uma carga oclusal, observaram que o

ligamento periodontal entrou em condição hidrostática e apresentou grande capacidade de suporte para o dente. Sob carga horizontal, no sentido vestibulo-lingual, o dente se move lingualmente, com o fulcro no terço apical. A conclusão a que os autores chegaram foi que a tendência da distribuição de tensões é semelhante aos ensaios de fotoelasticidade, sendo que os resultados obtidos demonstraram que o método de elemento finito é superior, no que diz respeito à indicação quantitativa de tensões.

Corrêa e Matson (1977) estudaram os esforços que ocorrem no interior de um dente restaurado com amálgama de prata sob a ação de uma carga mastigatória de 24kg, pelo método dos elementos finitos. Foram comparadas a fotoelasticidade e a metodologia utilizada. A fotoelasticidade apresenta uma análise qualitativa das tensões, sendo muito difícil de se obter a quantificação das mesmas. 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 (PPREL). A prótese foi submetida a diferentes esquemas de carga. Um grampo a barra em I e apoio 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 do ápice da raiz. Esse valor aumentou para 100MN/m^2 para o 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 .

Levando em consideração o processo de reabsorção, Aydinlik e Akay (1980) analisaram o efeito de uma camada de material resiliente na base da prótese, na distribuição da tensão promovida pelas forças mastigatórias. Para isso, utilizaram um modelo de elemento finito bidimensional, simulando uma PPREL, com carga mastigatória de 25kg. Os resultados indicaram que a distribuição das tensões foi mais uniforme durante a carga oclusal através da camada resiliente. O deslocamento vertical do rebordo alveolar sob a base da prótese, com uma camada resiliente, foi menor que na base da prótese convencional. Os autores concluíram que o material resiliente atuou na absorção do impacto.

Rubin et al. (1983) desenvolveram um primeiro molar inferior direito tridimensionalmente. Pelo método dos elementos finitos, foram discretizados apenas esmalte, dentina e polpa, não levando em consideração ligamento periodontal e osso alveolar. Comparando com outros estudos bidimensionais, os autores notaram que a concentração de tensões foi consideravelmente menor no modelo tridimensional, devido à aplicação de carga.

No mesmo ano, Vree, Peters e Plasschaert (1983) compararam um método numérico (elementos finitos) e um experimental (análise fotoelástica) em dentes restaurados. Os autores chegaram à conclusão que o método dos elementos finitos é mais preciso e sensível.

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

Williams, Edmundson e Rees (1987) compararam, por meio do método dos elementos finitos bidimensional, o corte vestibulo-lingual de um molar restaurado com amálgama de prata sob a aplicação de carga de 100N, em diversos tamanhos de cavidade. Observou-se que: 1) em dentes íntegros, a concentração de tensão ocorreu na fissura do esmalte entre as cúspides (5,4 MPa); 2) cavidades amplas tenderam a reduzir o estresse máximo; 3) a colocação de forramento apresentou menor estresse 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 o estresse (5,35 MPa), alcançando níveis próximos da fissura de esmalte.

A distribuição de estresse de um quadrante mandibular, sob a aplicação de 100N, foi investigada por Farah, Craig e Meroueh (1988), também pelo método de elementos finitos bidimensional. Três circunstâncias foram propostas: 1) carga distribuída no segundo molar; 2) carga concentrada oblíqua a 30⁰ no segundo molar ; 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 a 30°, apresentou de 3 a 5 vezes mais estresse e numa distribuição desfavorável, quando comparada às condições nas quais houve distribuição de pontos de aplicação da 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 à localização das cargas.

Nogawa (1989) investigou o desenho da prótese e a deformação da mucosa 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 a deformação da mucosa foram demonstrados por meio do método dos elementos finitos bidimensional não-linear. Os resultados foram os seguintes: 1) o descanso mesial pode ser simulado no modelo do elemento finito, usando elemento pino; 2) a PPR com descanso mesial distribuiu mais tensão na mesial do dente suporte do que com descanso distal; 3) a menor deformação da mucosa 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, como a maior pressão foi aplicada à mucosa, o comportamento da sela sobre a mucosa com grande deformação foi similar à mucosa, 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 PPREL.

A concentração de estresse na região do entalhe para o freio labial superior em prótese total, com e sem a presença de diastema na linha média, foi analisada por Rees, Huggett e Harrison (1990), pelo método dos elementos finitos bidimensional. O estudo demonstrou que, quanto maior for o entalhe, maior é a concentração de estresse e, quanto menor for o diastema, menor é a concentração de estresse.

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 mucosa alveolar sob a PPREL. O método de elemento finito foi usado nesse estudo para estimar o efeito no dente suporte e na mucosa alveolar, sob várias condições de carregamento. O modelo foi composto de segundo pré-molar, primeiro molar e segundo molar como dentes artificiais, e o primeiro pré-molar como dente suporte. Uma redução de 15% na tensão sobre o dente suporte foi atingida na condição 3 (222N de força axial em cada dente de resina acrílica) em comparação à condição 2 (222N de força vertical no segundo pré-molar e primeiro molar). Houve uma redução da tensão da carga de 22% na condição 4 (222N de força vertical sobre cada dente artificial, mas distribuído igualmente para dois pontos de contato oclusal por dente). O máximo de deformação da mucosa alveolar foi encontrado adjacente à área de carregamento. A

deformação vertical máxima da mucosa alveolar na carga da condição 4 foi apenas 0,015mm maior que a carga da condição 3. Concluiu-se, desta forma, que, quando o número de contatos oclusais na PPREL é aumentado e igualmente distribuído, a carga no dente suporte será diminuída, com efeito apenas secundário na mucosa alveolar.

Lançando mão do método dos elementos finitos bidimensional, Aydin e Tekkaya (1992) estudaram 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 as seguintes formas de aplicação de carga: 1) carga de 600N distribuída; 2) carga de 300N axial e não-axial, concentrada na margem distal do elemento suporte (molar); 3) carga de 300N vertical, concentrada no centro do pântico. De acordo com os resultados obtidos, concluíram que o pré-molar (dente suporte) exerceu maior pressão sobre o osso em relação ao molar, exceto na situação onde recebeu carga axial. A situação que mais induziu tensão no osso alveolar foi a da carga distribuída e com a diminuição do suporte periodontal, uma vez que as tensões se elevaram significativamente, principalmente na situação de carga não-axial concentrada no molar.

Ko et al. (1992) avaliaram o efeito de pinos intrarradiculares na redução de tensões na dentina, em incisivo central superior, pelo método de elementos finitos bidimensional. Puderam notar que: 1) pinos fundidos em liga áurica reduzem em 30% as tensões na dentina; 2) pinos reduzem de 3 a 8% o estresse na dentina, quando cargas mastigatórias (45°) e cargas horizontais são aplicadas; 3) pinos reduzem em 20% o estresse 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.

A distribuição de tensões entre a base de resina acrílica e os dentes artificiais (incisivos superiores) de próteses, foi estudada por Darbar et al. (1993), utilizando o método dos elementos finitos. A falha que ocorreu entre essas duas estruturas, provocando a fratura na interface dos dois materiais, está relacionada com a alta concentração de tensões no corpo do dente artificial.

Mais tarde, Darbar et al. (1995) analisaram a distribuição de estresse na interface dente artificial/base de resina acrílica em prótese total, também pelo método dos elementos finitos. Uma carga estática pontual, assemelhando-se à carga incisal, foi aplicada. Os autores observaram que, independente do tipo de dente de resina acrílica utilizado, o estresse ficou concentrado no lado palatino da interface.

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

A influência da localização dos apoios oclusais em PPREL foi analisada, por meio do método de elementos finitos, por Guedes et al. (1995). Foram confeccionados dois modelos, e ambos possuíam uma extremidade livre, sendo o primeiro pré-molar o retentor direto da PPR. No primeiro modelo, havia um grampo circunferencial, com abraçamento de distal para mesial, com apoio por distal. No segundo modelo, o abraçamento ocorria de mesial para distal, com apoio por mesial. Após aplicação de carga de 230N na região de primeiro molar da PPR, verificou-se que a mudança de localização do apoio influenciou na formação da alavanca e,

conseqüentemente, no deslocamento que o dente sofreu, quando da incidência de cargas sobre a prótese. Como conclusão, os autores afirmaram 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.

O'Grady, Sheriff e Likeman (1996) estudaram 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. O método dos elementos finitos bidimensional foi aplicado e os resultados mostraram que carga axial produziu o menor padrão de estresse, enquanto que o dente não preparado produziu o maior padrão de estresse. Foi provada a efetividade do descanso na redução do estresse no osso alveolar.

Laganá (1996), em tese de Livre Docência, avaliou a distribuição interna das tensões geradas a partir de uma aplicação de carga de 100N em uma PPREL, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido. O dente suporte (2^o pré-molar) apresentava-se ferulizado com seu adjacente mesial (1^o pré-molar), com duas coroas metalocerâmicas. A carga foi aplicada no 1^o molar, 2^o molar (dentes artificiais) e em ambos. A autora pôde concluir, utilizando a metodologia de elementos finitos, que, na transmissão de tensões ao ligamento periodontal, o sistema rígido transmitiu maiores tensões quando a carga foi aplicada no 1^o molar. As menores tensões ocorreram quando a carga incidiu sobre o 2^o 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 1^o 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.

Mathias (1996), utilizando o modelo de um quadrante de mandíbula, analisou a distribuição interna 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, pelo método do elemento finito bidimensional. Aplicou-se uma carga de 100N nas seguintes situações: 1) carga aplicada no primeiro molar (pôntico); 2) carga aplicada no segundo molar (pôntico); 3) carga aplicada em ambos. Os resultados permitiram concluir que: na condição 1, o retentor direto (segundo pré-molar) recebeu quase quatro vezes mais tensão que o retentor indireto (primeiro pré-molar) e a PPR teve a menor concentração das tensões; na condição 2, o retentor direto recebeu quase três vezes mais tensão que o indireto; os dois juntos apresentaram menor tensão, se comparados à região de rebordo; na condição 3, a maior concentração de tensão do estudo foi no assoalho do encaixe. Quando a carga foi aplicada em ambos, as tensões na região da fibromucosa subjacente ao segundo molar foram aproximadamente duas vezes maiores quando comparadas àquelas na fibromucosa subjacente ao primeiro molar. A relação de tensões entre a região do ligamento periodontal dos dentes suportes e a fibromucosa foi semelhante (50% a menos na fibromucosa), quando a carga foi aplicada nas condições 1 e 3. Na condição 2, a situação se inverteu: a fibromucosa apresentou quase 40% a mais de tensão, comparada ao ligamento periodontal dos dentes suportes.

Com auxílio do método dos elementos finitos bidimensional, Lacerda (1999) analisou o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da PPR apoiada

sobre implante na região distal, sob aplicação de cargas verticais. As conexões entre dente suporte e PPR foram variadas, bem como entre implante e PPR. O autor observou 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. Além disso, ficou evidente que uma conexão articulada entre implante e PPR diminuiu o momento fletor transmitido ao implante e aumentou as tensões na fibromucosa e no dente suporte.

Shim e Watts (2000) estudaram, pelo 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 oblíquas 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 da tensão, e obter conhecimentos fundamentais, pertinentes para a seleção destes em cada paciente, Sato et al. (2000) avaliaram um quadrante parcial de mandíbula, por meio do método de elemento finito. Nesse modelo, apresentavam-se: base de resina, material forrador leve, mucosa e cortical óssea. Os autores utilizaram seis marcas comerciais, variando a espessura da mucosa e o material forrador. Dezoito combinações de módulos de Young, ou módulo de elasticidade (três da mucosa e seis do material forrador macio) foram analisadas. A

razão entre a máxima e mínima tensão na mucosa (razão da tensão) foi calculada para estimar a concentração de tensões. No caso da mucosa fina (1mm de espessura), o material forrador macio, com módulo de Young menor, levou a uma menor concentração de tensões. Entretanto, quando esse material possuiu módulo de Young menor que o da mucosa, a concentração das tensões se mostrou desfavorável. Os resultados sugeriram que a elasticidade do forrador macio deveria equivaler à elasticidade da mucosa para obter-se um efeito amortecedor.

Miranda (2001) estudou as tensões transmitidas às estruturas da prótese, aos implantes e ao osso adjacente, com a aplicação do método tridimensional dos elementos finitos. Dois tipos de sobredentaduras foram estudados: 1) uma sobredentadura implanto-suportada com um sistema de retenção por barra e cliques, e com extensão distal em balanço, sem cobertura do palato; 2) uma sobredentadura implanto-retida muco-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 100N foi aplicada na cúspide méso-palatina do primeiro molar direito. Os resultados das análises mostraram alta concentração de tensões de Von Mises 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 de Von Mises localizaram-se no implante anterior, no osso ao redor do pescoço dos implantes, e no clipe colocado na parte anterior da barra. Pouca tensão foi verificada na estrutura da prótese e do implante distal. As tensões de Von Mises foram bastante reduzidas neste modelo de sobredentadura.

Kawasaki et al. (2001) estudaram a relação entre a forma do rebordo alveolar e a distribuição das tensões na mucosa do arco alveolar inferior, e em como modelar a condição de contato entre a base da prótese e a mucosa. Para tal análise, os autores lançaram mão do método de elemento finito tridimensional, em que quatro tipos de rebordo foram avaliados: 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. O carregamento foi aplicado na posição mesial (região de pré-molares), central (região de primeiro molar) e distal (região de segundo molar). Como resultado, 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. Os autores concluíram que a forma do rebordo e a localização da carga têm grande influência na distribuição das tensões.

Alvarenga, no mesmo ano, avaliou o comportamento biomecânico das estruturas de suporte e protéticas de PPREL maxilar, comparando o grampo circunferencial duplo e o swing-lock, pelo método do elemento finito tridimensional. 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 dento-muco-suportada enquanto que o grampo circunferencial atuou como muco-dento-suportada.

A distribuição interna das tensões geradas em um modelo com dentes normalmente implantados foi analisada por Targas (2001), utilizando o método bidimensional dos elementos finitos. Foram construídos mais seis modelos, nos quais o molar (localizado posteriormente ao espaço protético) sofreu inclinações de 20° , 25° e 30° , em arcos de classe III de Kennedy (três modelos reabilitados com PPR e três modelos com prótese fixa). Aplicou-se uma carga de 100N sobre as cúspides cêntricas dos dentes naturais e artificiais, e verificou-se, pela análise de tensões em pontos pré-estabelecidos, que tanto a PPR quanto a prótese parcial fixa 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 fixa, 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 grau de inclinação menos deletério para a utilização do dente como suporte.

Nishigawa et al. (2003) estudaram o posicionamento vestibulo-lingual de dentes artificiais posteriores em prótese totais, sob cargas oclusais, aplicando-se o método dos elementos finitos bidimensional. Segundo os autores, este posicionamento deveria levar em consideração a forma do rebordo, tanto mandibular quanto maxilar, e a relação entre eles. O resultado seria uma maior estabilidade da prótese e evitaria altas pressões sobre as estruturas de suporte e, por consequência, menor reabsorção óssea.

Lucas (2003) avaliou a distribuição da tensão nas estruturas de suporte de PPREL associada ou não a um implante osteointegrado na região distal do rebordo

residual. O método do elemento finito bidimensional foi utilizado. Cargas verticais e oblíquas de 50N foram aplicadas, 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. Além disso, a força oblíqua no sentido de mesial para distal gerou valores de tensão menores. Já a presença do implante sob a base da prótese promoveu alívio do dente suporte.

2.2 Análise Fotoelástica

Mahler e Peyton (1955) publicaram um artigo sobre fotoelasticidade como técnica de pesquisa, para analisar o estresse nas estruturas dentais. O método experimental da fotoelasticidade foi descrito na teoria e na prática. Foram apresentados dois exemplos para demonstrar esse método, particularmente aplicável em condições dentais, ao envolver estruturas irregulares. Segundo os autores, no entanto, outros métodos que utilizam a teoria analítica matemática se aplicam às formas regulares.

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, conforme afirmaram os autores. A ausência de ajuste

da armação exerceu uma ação de torque sobre os dentes e osso de suporte, já que, desta forma, não ocorreria a rotação da PPREL. Com o ajuste, as forças seriam transmitidas pelo descanso mesial, axialmente coincidente com o longo eixo do dente. Segundo este estudo, as estruturas que foram ajustadas apresentaram melhor distribuição de tensões no dente suporte e no rebordo residual.

Conforme afirmaram Fisher et al. (1975), um aspecto favorável do método da fotoelasticidade é a possibilidade de se fazer análise da distribuição de forças em corpos de morfologia complexa. Segundo esses autores, para esses casos, métodos analíticos puramente matemáticos, como o método do elemento finito, são de difícil aplicação ou até mesmo impraticáveis.

Com a aplicação da análise fotoelástica, White (1978) estudou o padrão de tensão produzido nas estruturas de suporte de PPR de extremidade livre, sob aplicação de carga vertical, utilizando dois encaixes. Os resultados mostraram que: 1) PPR unilateral não produziu mais tensão do que a bilateral; 2) nenhum dos encaixes apresentou distribuição de tensões ao longo do rebordo residual; 3) o uso de dois dentes suportes para cada encaixe resultou numa maior concentração de tensões no suporte mais distal do que um dente suporte único para cada encaixe.

Farah, MacGregor e Miller (1979) analisaram três tipos de próteses, pelo método da fotoelasticidade tridimensional: dento-suportada, muco-suportada e muco-dento-suportada. O estudo detectou e mediu a distribuição das tensões sobre a PPREL com disjunção entre as partes da resina e da armação metálica. A sela apresentava-se unida aos grampos por meio de pinos e juntas, os quais permitiam um movimento vertical, quando a força era aplicada na prótese. Os tipos de carga aplicada foram: 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. 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 prótese. 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 muco-suportada e na muco-dento-suportada, respectivamente. Com base nos resultados obtidos, os autores puderam concluir que a maior concentração de tensões foi observada na prótese dento-suportada e que não houve diferença significativa na distribuição de tensões das próteses muco-suportada e dento-muco-suportada.

Sulik e White (1981), com o auxílio da análise fotoelástica tridimensional, estudaram as tensões produzidas no periodonto de dentes suportes de prótese parcial fixa. Três modelos foram construídos, cada um representando diferentes níveis de suporte periodontal (100%, 80% e 60% de suporte periodontal). 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) estudaram a distribuição de forças sobre o dente suporte e rebordo residual de PPREL bilateral, com apoios oclusais mesial e distal, quando uma carga vertical unilateral (5Kg) foi aplicada na região de primeiro molar. O método da análise fotoelástica tridimensional foi empregado neste estudo. Não foram colocados os braços de retenção e reciprocidade do retentor direto, nem o retentor indireto. Foi realizado 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, Rossetto e Calderale (1986) estudaram diversos sistemas de retenção para PPREL sob aplicação de carga, por meio da fotoelasticidade. Conforme os resultados, concluíram que a menor concentração de estresse nas estruturas de suporte foi gerada pela coroa telescópica e a maior por um sistema de rompe-forças. Os demais sistemas, sejam grampos circunferenciais ou encaixes, apresentaram resultados similares.

Um estudo comparativo do comportamento biomecânico das PPREL e das próteses parciais fixas em cantilever foi realizado por Laganá (1992), numa análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. Os objetivos foram avaliar: 1) qual o tipo de prótese, fixa ou removível de extremidade livre transmitia maiores tensões aos dentes suportes; 2) se existia diferença de comportamento das estruturas de suporte, ao se aplicar a carga no primeiro, segundo ou em ambos os pânticos. Segundo os resultados estatísticos, os dentes suportes da prótese parcial removível suportaram uma carga quatro vezes maior que a da prótese parcial fixa. Não foi estatisticamente significativa a diferença entre a carga a ser aplicada no primeiro, segundo ou ambos os pânticos.

Ito et al. (1998) por meio de análise fotoelástica, estudaram o estresse induzido às estruturas de suporte em uma PPREL bilateral retida pelo grampo à barra I, com variados graus de envolvimento periodontal do retentor distal. Concluíram que, sob a mesma condição de carregamento, 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.

2.3 Prótese Parcial Removível

Roach (1930) enunciou os quatro princípios biomecânicos básicos que uma PPR deve atender. São eles: retenção, reciprocidade, fixação e estabilidade, proporcionados, respectivamente, pelo braço de retenção, braço de oposição, apoios e pelo conjunto do aparelho.

Elbrecht (1943) foi quem primeiramente levou em consideração a inclinação sagital da crista alveolar em caso de PPREL. O autor acreditava que a indicação e o planejamento para estes casos citados acima estariam diretamente relacionados com a crista alveolar do rebordo residual. A sua posição em relação ao plano oclusal permite classificar as PPREL em 4 tipos principais:

- Crista com orientação horizontal: neste caso, a prótese conserva sua posição sobre um rebordo horizontal onde a carga será transmitida verticalmente, perpendicular ao rebordo.
- Crista com inclinação distal: a prótese se apóia em um plano inclinado em que, na incidência de uma carga vertical, a tendência do desalojamento será para a distal seguindo a orientação do rebordo.

- Crista com inclinação ascendente distal: como o próprio nome diz, a crista alveolar possui uma elevação para distal. Na incidência de uma carga vertical, a tendência do desalojamento se dá para a mesial em direção aos dentes pilares.
- Crista alveolar com forma côncava: representa a combinação dos casos da crista alveolar descendente-distal com a crista alveolar ascendente distal respectivamente.

Além desses aspectos, o autor colocou, em relação definitiva dos meios de contenção dos quatro grupos, a importância dos seguintes pontos: 1) a secção transversal da crista é que determina a quantidade de pressão suportada que, quanto mais larga for, maior será o rendimento funcional da prótese; 2) quanto à mobilidade da mucosa gengival, segundo sua compressibilidade, os movimentos da prótese serão mais ou menos acentuados; 3) a capacidade de resistência do periodonto.

O autor fez 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, com desconforto doloroso, quando é aplicada uma carga de compressão maior. Há um outro fator desfavorável que está relacionado com a fibromucosa: 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.

A força de tração tem efeito osteogênico, portanto positivo, do ponto de vista biológico, acreditavam Weinmann e Sicher (1947). No entanto, com tensões de tração acima do limite de tolerância, a estrutura de sustentação responderá negativamente, com reabsorção óssea. A força de compressão é menos tolerada pelo tecido ósseo, que normalmente responde com reabsorção. Porém, esta resposta pode se transformar em positiva, desde que a carga seja fisiológica e aplicada em intervalos maiores, o que levaria a um processo de reorientação do trabeculado, reparação e aposição do novo osso.

Schmidt (1953) estudou o planejamento e o desenho de PPR, 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; 7) planejamento-desenho-construção, levando ao sucesso da PPR.

Um valor médio de cedência da fibromucosa foi registrado por Fava (1956), em torno de uma grandeza, correspondente a 1,3mm. Isto significa afirmar que a fibromucosa confere uma liberdade de movimentos à base da prótese treze vezes maior que aquela permitida pelo órgão dentário, que está confinado em seu alvéolo, segundo esse autor.

Frechette (1956) investigou o efeito do desenho da PPR na magnitude da força e direção do movimento horizontal do dente suporte, durante a aplicação de

carga, num estudo *in vitro*. O autor utilizou sete planejamentos diferentes, e em cada qual 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. O carregamento 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, determinando como a distribuição da força pode ser controlada pelo operador.

O efeito do desenho da PPR na distribuição de força bilateral, em relação ao movimento dos dentes suportes foi observado por Kaires (1956) em laboratório, relacionando esse efeito à resiliência dos tecidos. Baseado nos achados deste estudo, o autor pôde concluir que: 1) o grampo em anel reforçado por um braço vestibular apresentou sua flexibilidade reduzida; 2) a barra lingual rígida apresentou melhores resultados do que a flexível para suportar cargas horizontais; 3) a máxima cobertura dos tecidos, pela base da prótese, demonstrou-se efetiva para suportar cargas tanto verticais quanto horizontais.

A força lateral em relação à base da prótese e desenho do grampo em PPR de diversos tipos sobre modelos foram analisados por Weinberg (1956). Esta força lateral, em estruturas metálicas de PPR, iniciou dois componentes de torque: rotação vertical, que é perpendicular ao plano oclusal, e rotação horizontal, que é paralelo ao plano oclusal. A distribuição das forças sobre as estruturas de suporte, segundo o autor, depende de muitos fatores, como: localização da sela, tipo de conector maior, desenho e adaptação do grampo, mobilidade do dente suporte, resiliência do metal

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

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 do tecido mole variando, ponto a ponto, sob a PPR. Além de as características do tecido mucoso variarem muito com a espessura, pode haver um coxim de tecido muito denso e fibroso, ou um coxim mole de tecido vascular, ou adiposo, ou ainda, de tecido glandular. O sistema circulatório, com pequenos vasos e capilares conectados ao tecido mole e osso subjacente, também empresta características ao tecido. Apesar de o tecido, com seu 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 atroficos 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. 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. O autor recomenda o massageamento da área edentada antes da colocação da PPR. Os estímulos seriam feitos por pressões digitais freqüentes, em pequenos períodos, para que o osso se reorganizasse e ganhasse estabilidade para receber as cargas mastigatórias.

O principal problema nos casos de extremidade livre, ressaltado por Carlsson, Hededård e Koivumaa (1961), 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. Revisando a literatura, os autores constataram a existência de dois grupos. O primeiro prefere uma conexão rígida entre os elementos de retenção e a sela. O segundo grupo prefere conexão rompe-forças entre as duas partes da prótese. Em estudo clínico longitudinal sobre os efeitos da PPREL nos tecidos de suporte, em 54 pacientes, reavaliados após 48 meses, os autores relataram que ocorreram mudanças na mucosa 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. A reabsorção óssea foi o principal fator para a perda dos contatos oclusais.

Os tecidos moles, abaixo das PPREL, assim como de próteses totais, têm uma função mecânica e fisiológica, segundo Lytle (1962). Mecanicamente, atuam como uma almofada, pela qual as tensões das próteses são transferidas ao osso suporte. Fisiologicamente, os vasos sanguíneos dos tecidos moles proporcionam

nutrição ao osso que suporta a prótese. Em seu estudo, o autor concluiu que as próteses que causam menor deformação ao tecido subjacente são melhores que aquelas que causam mais deformação. Para minimizar este efeito, o autor preconiza: 1) cobertura máxima dos tecidos pela base da prótese, compatível com o movimento dos bordos teciduais; 2) a base da prótese não deve se estender para dentro de alvéolos não cicatrizados; 3) eliminação de interferências oclusais.

Christensen (1962) afirmou que o meio mais fácil de aliviar as forças mastigatórias sobre o rebordo, e para uma melhor distribuição das forças oclusais sobre o mesmo, seria reduzir a superfície oclusal dos dentes artificiais, por meio da não-inclusão do segundo molar artificial, nos casos de PPREL inferior, quando possível. Além disso, poder-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 mucosa, por intermédio da base da prótese, aumentando o suporte por esse tecido. Quando o apoio encontra-se por distal do dente suporte, a PPREL se movimenta num arco que foge à perpendicular da mucosa, 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, ainda, 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 se opor à força transmitida. Para os casos de PPREL, foi desenvolvido pelo autor um sistema de grampeamento com apoio oclusal-mesial, conector menor por mesial, placa proximal conectada à superfície distal do dente suporte, ajustado fisiologicamente. Um grampo à barra em I estaria posicionado no meio da face vestibular. O desenho desse sistema teve o propósito de permitir à sela alguma liberdade rotacional, sem gerar torque ao dente suporte.

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 inferiores, de canino a canino, 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 duas diferentes espessuras (4mm 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 determinada 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 mensurar a mobilidade dental. Os resultados mostraram que: 1) a 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; 4) o grampo em T apresentou ação de abraçamento leve contra a distribuição de forças laterais.

Matsumoto (1971) avaliou a relação entre o padrão da mesa oclusal e a transmissão de força lateral aos dentes suportes em PPREL 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 nas regiões d rebordo residual (crista óssea, vertente vestibular e lingual). De acordo com os resultados obtidos, concluíram que: 1) a força vertical na direção da crista alveolar apresentou melhor distribuição de carga; 2) a redução da mesa oclusal no sentido vestibulo--lingual, especialmente na região distal, reduziu a transmissão de força lateral aos dentes suportes; 3) a força lateral contra PPR de extremidade livre unilateral apresentou grande efeito sobre os dentes suportes, especialmente o retentor indireto; 4) a quantidade de movimentação da sela foi influenciada pela localização dos pontos de aplicação de carga.

Por meio de um estudo laboratorial, Cecconi, Asgar e Dootz (1971) observaram o efeito da inclinação sagital do rebordo residual no carregamento uni e bilateral, no movimento do dente suporte adjacente ao espaço protético. Um modelo com dois graus diferentes de inclinação foi utilizado, relativamente plano e com inclinação de 45°, com a colocação do apoio 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. Porém, a magnitude do movimento foi maior quando o carregamento 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 por ano 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, desagradável e, provavelmente, de origem multifatorial. Observaram, também, uma pequena correlação dessa doença com o sexo do paciente (menor em homens), idade, tempo pós-extração dental, tempo de uso diário da prótese, distância interoclusal (levemente maior quanto maior a distância) e coincidência de oclusão cêntrica com relação cêntrica.

O sucesso da PPREL, segundo Boero e Forbes (1972), depende do conhecimento do cirurgião-dentista sobre as cargas que vão ser aplicadas no local da prótese e os meios de controlá-la, buscando um equilíbrio de forças entre o dente e os tecidos moles.

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

A fibromucosa não é um tecido elástico, devido a ausência de fibras elásticas, observou Nally (1973). O comportamento da mucosa gengival é por natureza viscoelástico, o que significa que a deformação varia de acordo com o

tempo e a carga. Por esta razão, moldagens realizadas logo após a remoção de próteses são totalmente diferentes daquela moldagem realizada horas após a remoção do aparelho. A espessura total da fibromucosa é mais fina sob próteses bem adaptadas e mais larga em próteses mal adaptadas. A fibromucosa se apresenta mais queratinizada com o uso de próteses, segundo o autor.

Os fatores sistêmicos e locais contribuem para a remodelação óssea, conforme afirmaram Beerstecher e Bell (1974). Entre os fatores locais, a pressão é de grande significado. Quando uma pressão excessiva interfere na circulação sanguínea da mucosa e do osso alveolar, os osteócitos não suprem suficientemente a região de oxigênio. Entretanto, o ciclo da pentose ou a alteração de fosfogluconato em metabolismo de carboidratos produz oxigênio para uma extensão limitada. Todavia, alguns ácidos são também produzidos como resultado dessas reações metabólicas: um deles é o ácido cítrico, que induz o cálcio a se dissolver e ser mobilizado. Deste modo, o processo de descalcificação ocorre 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.

Em nenhuma outra fase da Odontologia, segundo Miller (1975), a necessidade de planejamento prudente e inteligente é tão vital para um resultado com sucesso como é na prática da PPR, principalmente em casos de extremo livre.

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, por meio de macroscopia e radiologia, crânios humanos de 129 adultos que perderam os dentes. Pôde constatar 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 da mandíbula e cortical da parte externa da mandíbula. O autor relata 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. Teoricamente, o osso trabecular deveria reabsorver mais fácil e rapidamente do que o osso cortical.

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. O resultado, segundo o autor, aponta para dois tipos de tensões: 1) resistência à carga inalterada: quando as cargas mastigatórias transmitidas pela PPR às estruturas de suporte têm a mesma direção da resistência; 2) resistência à carga alterada: as cargas são alteradas na magnitude e direção dos contatos estabelecidos entre as diferentes partes da prótese e das estruturas anatômicas. O autor observa, ainda, que uma distribuição igual de carga mastigatória entre dentes e rebordo alveolar não é possível, a menos que os descansos oclusais tenham sido eliminados como ponto de fulcro, sobre o qual a base da prótese rotaciona durante a função.

Maxfield, Nicholls e Smith (1979) realizaram um estudo com duas pacientes mulheres, utilizando PPR inferior com extremidade livre bilateral e antagonista

prótese total. Foram inseridos medidores para avaliar as forças aplicadas nos dentes suportes. Os autores concluíram 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.

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 diferenças 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 foi constatada 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 escolha para a PPREL, devido ao aumento da resistência ao deslocamento da mesma. Na opinião dos autores, 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, mas também de obter dele a sua retenção, que é somada à retenção direta, impedindo 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 rebordo residual recoberto pela base da extremidade livre; 3) tipo e fidelidade das moldagens; 4) fidelidade da base da prótese; 5) desenho da armação; 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 grande, 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. Os autores acrescentam 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.

Ben-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 um método de fotogrametria. 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 PPREL. Verificou-se 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 mucoestática seguida de moldagem mucofuncional e avaliação de colocação de implantes na região edentada distal.

Feingold, Grant e Johnson (1988), utilizando um modelo laboratorial que simulava uma PPR inferior com extremidade livre, observaram o efeito da variação da crista do rebordo alveolar e do posicionamento dos descansos no movimento dos dentes suportes e da sela de resina. A quantidade de movimento foi medida por visualização fotográfica com dupla exposição. Os autores puderam concluir que: 1) a

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

Por meio de uma análise estereofotogramétrica (tridimensional), Chou et al. (1991) mediram o movimento do dente suporte, quando da aplicação das cargas em função do desenho do encaixe ou do grampo de retenção de PPR. Seis desenhos de próteses foram estudados: RPI – apoio mesial, placa proximal, grampo em I a barra vestibular; grampo circunferencial fundido; encaixe de semi-precisão de travamento P.D.; encaixe de semi-precisão não-travado Thompson; encaixe de precisão Mccollum; e encaixe de precisão Stern G/L. O movimento foi determinado em micrômetros por análise em computador. Os casos planejados com grampos tiveram, em geral, menos movimento que aqueles com encaixe. Os encaixes e grampos dos retentores diretos moviam-se mais do que os próprios dentes suportes. Os desenhos do grampo e do encaixe afetaram o grau de movimento do retentor direto da extensão distal da PPR. No entanto, não afetaram a direção do movimento.

Cinco pares de PPREL, com diferentes desenhos, foram construídos em uma 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 de ação reversa, e com apoios por mesial,

apresentaram melhores resultados de distribuição das cargas do ponto de vista mecânico. O uso do grampo circunferencial simples resultou em um comportamento mais 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; retentores indiretos foram usados para aumentar a distribuição equivalente de carga.

Devlin, Sloan e Path (1994) compararam o grau de formação e reabsorção do osso alveolar e basal da mandíbula de 17 indivíduos falecidos recentemente, isentos de osteoporose, com amostras da crista do osso ilíaco. Os resultados foram conclusivos de que a superfície periosteal 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. O efeito clínico da contínua reabsorção da crista alveolar seria a redução da adaptação da prótese, o que comprometeria a retenção, o suporte e a estabilidade da mesma.

Karaagaçlioglu e Ozklan (1994) investigaram a redução da altura do osso mandibular em relação à idade e ao tempo de edentulismo, observada em 120 homens que usavam prótese total. Por meio de radiografias panorâmicas, com a estimativa da altura original do processo alveolar, conforme a metodologia desenvolvida por Wical e Swoope, em 1974, os autores obtiveram resultados que indicam que a quantidade de redução da altura mandibular aumenta no grupo mais

idoso. A reabsorção detectada foi maior no estágio inicial do edentulismo, e menor com o passar do tempo.

Klemetti (1996), ao realizar uma revista da literatura, 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 do osso do rebordo, especialmente na mandíbula. Como resultado, o volume do rebordo e a densidade óssea na porção diminuem como resultado da diminuição da função. Por outro lado, em indivíduos com densidade esquelética alta na mandíbula, a atividade muscular pode causar suficiente pressão contra o rebordo e provocar, também, a reabsorção do rebordo residual.

O rebordo residual resulta da cicatrização do processo alveolar, após a perda dos dentes e preenchimento do alvéolo com um tipo especial de esponja óssea e a cicatrização fina da fibromucosa, conforme a afirmação de Todescan, Silva e Silva (1996). O rebordo 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 promoveria uma distribuição equinânime 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.

Zanetti e Laganá (1996) afirmaram que, sob o aspecto clínico, o melhor tipo de rebordo para receber a ação de cargas mastigatórias é o rebordo ascendente – distal, desde que essa ascendência seja de constituição óssea. Ao incidir a carga sobre o rebordo, conforme observaram os autores, ocorre uma decomposição da força, cuja resultante convergirá para o interior do rebordo e para a mesial. Dessa forma, não há tração do elemento dentário em direção ao espaço protético. O tipo de rebordo menos favorável é o descendente-distal, pois ao incidir a carga, esta irá se decompor e sua resultante convergirá para distal, tendendo a tracionar para distal o dente adjacente ao espaço protético, desfavorável ao seu equilíbrio.

Os fatores relacionados à reabsorção do rebordo residual, de acordo com Xie, Ainamo e Tilvis (1997), estão classificados em dois grupos, denominados locais e sistêmicos. Os fatores locais consistem em: condição do processo alveolar após a extração do dente (qualidade, tamanho e forma do rebordo), há quanto tempo o paciente é edentado; força da mordida transmitida ao processo alveolar por meio da prótese. São considerados fatores sistêmicos: idade, sexo, 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. Entre os 177 pacientes, 43 eram 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 desdentado, as mulheres mais velhas apresentaram maior redução de rebordo mandibular 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 dois casos de PPR classe I de Kennedy, sendo que para cada caso foram construídas três próteses com diferentes retentores: grampo trefilado, grampo circunferencial simples 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 circunferencial simples 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; 3) o 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) constatou 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 empregou radiografias periapicais e os dados individuais colhidos da amostra de 64 pacientes radiografados. Foram obtidas duas radiografias de cada área da extremidade livre e, a partir de traçados, usando como referência o plano oclusal individual, os ângulos formados pela reabsorção na altura do 1º molar inferior foram determinados. Pôde-se constatar que: 1) a prevalência da topografia foi, na sua maioria, descendente para distal; 2) existiu um aumento da angulação estatisticamente significativa dos rebordos descendentes para distal, em indivíduos usuários de PPR inferior, quando relacionados aos não usuários; 3) os resultados sugeriram que os indivíduos usuários de PPR inferior, quanto à magnitude da inclinação dos rebordos, sofrem influência do tipo de arco antagônico superior; 4) com os 2º pré-molares inferiores adjacentes ao espaço protético, as inclinações foram, em média, maiores que as encontradas com os caninos, com e sem uso de PPR inferior; 5) houve prevalência de reabsorção do rebordo residual em indivíduos do sexo feminino; 6) não foram encontrados dados significativos que possam relacionar a idade, isoladamente, com a reabsorção do rebordo residual; 7) dos 64 pacientes, foram encontrados apenas três situações de rebordo ascendente-distal, apresentando uma prevalência de 4,68%; uma situação apenas de rebordo horizontal, com prevalência de 1,56%; 93,76% para os rebordos descendentes; 8) a média de inclinação para os rebordos descendentes, quando o canino inferior era o dente adjacente ao espaço protético, foi de $16,1^{\circ}$; já para o 2º pré-molar inferior, a média foi de $19,8^{\circ}$, sendo que a média geral dos rebordos descendentes foi de $17,95^{\circ}$; para os rebordos descendentes, os ângulos variaram entre 8° e 27° e para os ascendentes, entre 2° e 4° .

Akazawa e Sakurai (2002) estudaram a influência de uma compressão contínua, admitida como consequência de um apertamento leve no fluxo sanguíneo da mucosa, sob as próteses de oito pacientes usuários de PPR muco-suportadas e dento-muco-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. A área experimental da base da prótese era de 2cm^2 e a força de carregamento foi de 1Kgf. O tempo de carregamento foi determinado em 5, 10, 20, 30 e 60 segundos. O fluxo sanguíneo após 20 segundos foi menor que 15%, 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 é moderada, um contínuo apertamento resulta em isquemia e demora para o restabelecimento do fluxo na mucosa sob a prótese, após a liberação da compressão.

2.4 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 apresentaram espessura maior de ligamento periodontal do que dentes sem antagonista; 3) em dentes inclinados, o lado que sofreu pressão (lado para o qual se move) apresentou menor espessura; o lado que sofreu tensão apresentou maior espessura de ligamento periodontal.

Wills e Manderson (1977) avaliaram a natureza viscoelástica dos tecidos orais em macacos. Os autores notaram que a deformação é dependente do tempo e do histórico de carga a que a estrutura é submetida. Quando a carga é aplicada sobre um dente, uma rápida deformação é observada, devido ao movimento dos fluidos teciduais e distorções de células, seguida 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.

Lundgren e Laurell (1986) estudaram o padrão de força oclusal durante a mastigação e mordida em 12 pacientes tratados periodontalmente e reabilitados proteticamente com próteses parciais fixas que cruzavam o arco. As medidas foram realizadas por 4 transdutores medidores de tensão, instalados bilateralmente em pôneicos 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 100N, enquanto que a máxima força de mordida em oclusão habitual é 320N. A duração média da parte do ciclo mastigatório a que o dente está submetido a cargas oclusais é de 240ms 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.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho é fazer uma análise comparativa, por meio do método do elemento finito bidimensional linear, das deformações e das tensões máxima principal e mínima principal, geradas a partir da aplicação de uma carga axial de 100N, nas estruturas de suporte (fibromucosa, ligamento periodontal, osso cortical e osso esponjoso) de dois modelos que simulam uma prótese parcial removível de extremidade livre distal inferior. Os modelos diferenciar-se-ão quanto à inclinação do rebordo residual no plano sagital: rebordo descendente distal e rebordo ascendente distal, sob duas localizações distintas de aplicação da carga (primeiro molar inferior e segundo pré-molar inferior).

4 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia do presente trabalho será desenvolvida utilizando-se os seguintes recursos:

4.1 Material

- 4.1.1 Micro computador – Pentium III
- 4.1.2 Monitor colorido – Samsung SyncMaster 3
- 4.1.3 Impressora HP 3650
- 4.1.4 Papel sulfite A-4, 90g/m
- 4.1.5 Programa AutoCad 2004 (Autodesk Inc, USA)
- 4.1.6 Programa TurboCad v.10.2(Imsisoft)
- 4.1.7 Microsoft Word 98
- 4.1.8 Programa I-deas Master FEM
- 4.1.9 Microsoft Excel

4.2 Método

O método adotado no presente trabalho será o método dos elementos finitos (MEF) bidimensional estático linear.

4.2.1 Elementos finitos

É próprio da mente humana querer subdividir os sistemas em seus componentes individuais, ou, mais propriamente, em seus elementos. Assim, surge a idéia de que, a partir do entendimento do comportamento de cada elemento, poder-se-á entender o funcionamento do conjunto, por mais complexo que possa parecer. O mesmo ocorre ao abordar-se a análise estrutural. A rigidez da estrutura depende da rigidez de cada um de seus elementos (ALVES FILHO, 2001).

O MEF é um método aproximado de cálculo de sistemas contínuos, de sorte que a estrutura, o modelo, o componente mecânico, ou de forma geral, o corpo contínuo é subdividido em um número finito de partes (os elementos), conectadas entre si por intermédio de pontos discretos, que são chamados de nós. A montagem de elementos, que constitui o modelo matemático (modelo estrutural), tem seu comportamento especificado por um número finito de parâmetros (comportamento dos deslocamentos nodais dentro do sistema).

Dentro da engenharia, os métodos analíticos clássicos permitem o cálculo da resposta exata dos deslocamentos, deformações e tensões na estrutura, em todos os seus pontos, isto é, nos seus infinitos pontos. Porém, estas soluções são somente conhecidas para alguns casos, que fogem da maioria das aplicações

práticas do dia-a-dia. Assim, desenvolveu-se o MEF, que é um procedimento aproximado que pode ser aplicado em caráter geral, independente da forma da estrutura e da condição de carregamento, dentro da precisão aceitável do problema da engenharia (ALVES FILHO, 2000).

Dois aspectos iniciais constituem as características principais do método de elementos finitos: a subdivisão da estrutura em elementos, isto é, malha de elementos finitos, e a escolha do elemento apropriado para modelar uma dada situação física. A escolha do tamanho adequado da malha depende do conhecimento das propriedades do elemento escolhido para representação do problema, que é a mais fundamental característica do método.

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 carregamento, determinando o estado de tensões e avaliando sua resistência mecânica.

Conceitos utilizados neste trabalho merecem destaque. 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:

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

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 tensão são considerados para a avaliação das propriedades de diversos materiais (GRAIG; POWERS; WATAHA, 2002).

A alteração no comprimento, ou a deformação por unidade de comprimento, quando um material é submetido a uma força é definida como deformação (GRAIG; POWERS; WATAHA, 2002).

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

Um meio conveniente de encontrar 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 tensão-deformação. Essa curva pode ser obtida sob compressão, tração ou cisalhamento (GRAIG; POWERS; WATAHA, 2002).

O processo da análise consiste em satisfazer a compatibilidade dentro de cada elemento e condições de equilíbrio dos pontos nodais. Pela concentração equivalente dos nós, o equilíbrio das condições é satisfeito em todos os sentidos. O local da violação do equilíbrio, dentro de cada elemento, e suas delimitações podem aparecer. O elemento finito é aproximado neste sentido, e equivalente para minimizar o total de energia potencial do sistema em termos de prescrever um deslocamento da área. Se o deslocamento da área ou do campo é definido num caminho apropriado, então a convergência para os valores corretos pode ocorrer (FARAH; CRAIG, 1974).

Alves Filho (2001) afirma que, para executar uma análise estrutural que conduza a decisões adequadas, devem ser observados alguns pré-requisitos:

- Entendimento claro do problema físico a ser simulado;

- Conhecimento do comportamento estrutural desejado;
- Propriedades dos materiais envolvidos;
- Característica dos elementos finitos envolvidos na análise;
- Definição da região, objeto de interesse, definindo a extensão do modelo de análise;
- Condições de contorno, cargas e vínculos da estrutura.

Para o cálculo das tensões são necessárias as seguintes informações:

1. O número total de pontos nodais;
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.
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 nos nós externos.

Duas definições conceituais devem ser esclarecidas para melhor compreensão do cálculo de tensões e deformações: o módulo de elasticidade ou módulo de Young (E) e o coeficiente ou relação de Poisson (ν).

O módulo de Young de um material representa sua rigidez relativa, no intervalo elástico, e pode ser determinado a partir da curva de tensão-deformação pela relação entre tensão e deformação (O'BRIEN; RYGE, 1981).

O coeficiente de Poisson é uma medida da alteração simultânea em alongamento e em área de secção transversal, no intervalo elástico, durante um teste de compressão ou tração. Durante um teste de tração, a redução na área de secção transversal é proporcional ao aumento do comprimento, no intervalo elástico, pelo fator não-dimensional (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 a análise de tensões e deformações, quando do carregamento nos dentes artificiais, nas estruturas de suporte do dente suporte e do rebordo residual, com duas diferentes inclinações subjacentes à estrutura de uma PPREL (a grampo, com apoio distal), foram criados dois modelos. Esses modelos apresentaram as proporções e a relação entre as estruturas dos quadros clínicos desejados.

4.2.2 Modelos

Os dois modelos elaborados, sob o aspecto sagital, simulam hemiarcos parcialmente dentados, sem suporte dental posterior. Na construção dos modelos, o dente remanescente (primeiro pré-molar inferior) foi colocado de acordo com sua posição no arco dental. Nesses modelos, permaneceram constantes o remanescente dentário, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, a cortical óssea, a espessura da estrutura metálica de cobalto-cromo (CoCr), a posição e as medidas do conector menor e

apoio, extensão da sela e o número de dentes artificiais. A variação dos modelos ocorreu em função da inclinação do rebordo residual e, conseqüentemente, da malha metálica, uma vez que esta última acompanha a inclinação do rebordo. Segundo Elbrecht (1943), os rebordos residuais podem ser classificados em casos de extremidade livre distal inferior no plano sagital da seguinte forma: rebordo horizontal, rebordo ascendente-distal, rebordo descendente distal e rebordo descendente-ascendente.

Devido às variações de inclinações de rebordos residuais citados na literatura, em casos de portadores de PPREL distal e a falta de previsibilidade na distribuição das tensões e deformações internas sobre as estruturas biológicas e protéticas que isto acarreta, optou-se por utilizar neste experimento duas condições, denominadas de modelo.

Os modelos elaborados foram:

Modelo A (MA) – representando um hemiarco mandibular sem suporte posterior com a presença do primeiro pré-molar inferior (44), uma PPREL convencional a grampo com apoio na distal do dente suporte, substituindo os dentes segundo pré-molar inferior (45) e primeiro molar inferior (46) e o rebordo residual apresentando uma inclinação de 15° de ascendência distal em relação ao plano oclusal (rebordo ascendente-distal - RAD), de acordo com a Figura 4.1.

Modelo B (MB) – igual ao MA, com exceção a inclinação do rebordo que tem 15° de descendência distal (rebordo descendente-distal - RDD), conforme a Figura 4.2.

Figura 4.1 - MODELO A

Figura 4.2 - MODELO B

4.2.3 Programas

O programa utilizado para a elaboração dos modelos foi o AutoCad 2004 (Autodesk Inc,USA), que permite a elaboração de desenhos com dimensões bastante próximas da realidade. Os modelos foram salvos na forma de arquivo dwg. Na seqüência, os modelos foram transformados em arquivo igs, por meio do programa TurboCad (Imsoft).

Com os desenhos salvos na extensão igs, estes foram exportados para o programa Ideas, que é um programa completo para a metodologia de elementos finitos. De fato, é uma ferramenta que pode ser utilizada para cálculo estrutural estático linear, análise de flambagem, resposta em frequência, análise térmica e

não-linear. Além disso, é largamente utilizado pela indústria aeronáutica e automotiva. O software permite ao usuário construir modelos geométricos complexos rapidamente e possui poderosos recursos para discretização, de pré e pós-processamento das imagens.

4.2.4 Geometria das Estruturas

Para representar as diversas estruturas que compõem os modelos (dente, PPR, estrutura de suporte), cada estrutura bidimensional recebeu determinados valores inerentes às suas propriedades físicas intrínsecas. Os dados referentes às medidas das estruturas - dimensão média, módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson de cada componente (dentina, membrana periodontal, osso esponjoso, osso cortical, fibromucosa e PPR) - foram introduzidos no programa de computador.

4.2.4.1 dente suporte e dentes artificiais

A confecção dos modelos com o dente natural e os dentes artificiais para a aplicação da técnica de elementos finitos foi obtida por meio da média aritmética, baseada em três medidas referentes ao tamanho anatômico das coroas e raízes do 44, 45, 46 e segundo molar inferior (47), no que se referem à altura e à largura.

Utilizou-se, como fonte, as considerações de três autores diferentes: Aprile, Figun e Garino (1975), Black (1897) e Bouland e Le Borg¹ (1932 apud Serra; Ferreira, 1981). As medidas estão descritas nos Quadro 4.1, Quadro 4.2 e Quadro 4.3.

Autores	Comp. Total	Comp. raiz	Alt. coroa	Dim. MD Coroa	Dim. MD Colo
BOULAND; LE BORG	22	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
<i>Média</i>	22	14,2	7,8	6,9	4,7

Quadro 4.1 - Dimensão média do 1^o pré-molar inferior

Autores	Comp. Total	Comp. raiz	Alt. coroa	Dim. MD Coroa	Dim. MD Colo
BOULAND; LE BORG	23,0	15,0	8,0	7,0	--
APRILE; FIGUN	22,5	15,0	8,0	7,3	--
BLACK	22,3	14,4	7,9	7,1	4,8
<i>Média</i>	22,6	14,8	8,0	7,1	4,8

Quadro 4.2 - Dimensão média do 2^o pré-molar inferior

¹ Bouland A, Le Borg L. Manuel de dessin dentaire. 3^a ed. Paris: Masson;1932.

Autores	Comp. Total	Comp. raiz	Alt. coroa	Dim. MD Coroa	Dim. MD Colo
BOULAND; LE BORG	21,0	13,5	7,5	11,0	--
APRILE; FIGUN	21,0	13,3	7,7	11,2	--
BLACK	21,0	13,2	7,7	11,2	8,5
<i>Média</i>	21	13,3	7,6	11,1	8,5

Quadro4.3 - Dimensão média do 1^o molar inferior

4.2.4.2 mandíbula

Para a confecção do modelo virtual da região mandibular, seguiu-se a medida padronizada por Laganá (1996). A autora relata que tomou três radiografias panorâmicas de pacientes da clínica odontológica da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para a determinação da proporção dente/altura da mandíbula correspondente à 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, cuja aplicação viabilizou o modelo de trabalho. As demais medidas das estruturas envolvidas foram obtidas por meio da citação de alguns autores, conforme o Quadro 4.4.

Na construção da mandíbula, o 44 foi posicionado de acordo com sua posição no arco dental. Para isso, desenhou-se primeiramente um modelo com todos os dentes para depois eliminá-los e ficar apenas com o pilar já citado. Os

desenhos foram dimensionados de acordo com medidas reais extraídas da literatura. Para a precisão das medidas e do contorno das estruturas utilizou-se o auxílio do Sistema Operacional AutoCAD 2004. A partir da posição dos dentes e do plano oclusal, determinou-se o espaço do ligamento periodontal de 0,25mm por toda a extensão das raízes, a posição da cortical óssea com 0,50mm e da fibromucosa com 1,0 mm, concluindo o modelo sem a PPR. Considerou-se o nível ósseo e ligamento periodontal sendo normais. As inclinações do rebordo residual nos modelos seguiram as que já foram descritas.

Estrutura	Medida	Autores
Ligamento periodontal	0,25mm	COOLIDGE (1937); LINDHE (1989)
Cortical óssea	0,50mm	LAGANÁ (1996)
Fibromucosa	1,00mm	LASCALA; MOSSALI (1989); REBÓSSIO (1963)

Quadro 4.4 – Medida das estruturas que compõem o modelo

4.2.4.3 PPR

A partir do modelo do hemiarco mandibular descrito acima, a região edentada dos modelos foi reabilitada com uma PPREL distal, contendo o 45 e 46 em resina acrílica. No dente suporte, confeccionou-se um descanso com 20° de inclinação em relação ao plano oclusal. Sua largura mésio-distal ultrapassou a metade da distância do segmento distal da cúspide vestibular do 44, englobando a fosseta distal do

dente. Na região de crista marginal, o descanso atingiu uma altura de 1,5mm, conforme recomendado por Stewart, Rudd e Kuebker (1983). As paredes do descanso foram preparadas de forma que seu aspecto final fosse arredondado e expulsivo.

O conector menor partiu do apoio distal com espessura de 0,8mm, de acordo com Rocha (2001), e seguiu em direção à malha metálica na mesma espessura. A ausência da placa proximal se justifica pelo fato de que o seu posicionamento na distal do dente suporte poderia provocar um torque excessivo (KRATOCHIVIL, 1963; KRATOCHIVIL; CAPUTO, 1974; SULIK; WHITE, 1981). Desta maneira, apenas o descanso transmitiu forças às estruturas de suporte do 44. A malha foi posicionada paralela ao rebordo residual, mantendo uma altura uniforme de 1,5mm (HENDERSON; STEFFEL, 1979), para permitir a colocação e o escoamento da resina, quando da confecção da base. A espessura da base da resina acima da malha variou conforme a inclinação do rebordo. Os dentes artificiais foram posicionados de tal maneira que as pontas de cúspides formaram uma reta horizontal, correspondente ao plano oclusal. A mesial do 45 manteve um contato com o conector menor. A distância horizontal da distal do 46 até a linha vertical onde termina o rebordo foi de 22mm, correspondendo aproximadamente a duas vezes à distância méso-distal do 47. O término da sela estendeu-se até dois terços do triângulo retromolar, assim como o término do prolongamento do plano oclusal, conforme preconizado por Hickey, Zarb e Bolender (1985).

4.2.5 Obtenção dos modelos de elementos finitos

Com o avanço da tecnologia informatizada, os profissionais das mais diversas áreas de atuação utilizam-se cada vez mais destes recursos. Essa ampla utilização fez com que os softwares se aperfeiçoassem gerando sistemas operacionais cada vez mais complexos e precisos, a ponto de criar modelos virtuais cada vez mais próximos ao original.

No programa I-deas, os desenhos foram realinhados, tornando-se mais contínuos, já que na extensão igs eles aparecem formados por vários segmentos de reta. O desenho que era apenas o contorno da estrutura é transformado em uma superfície para que se possa gerar a malha. O próprio programa gera praticamente toda a malha sendo que algumas correções são feitas manualmente. Antes de gerar a malha foi definido o elemento utilizado para a confecção desta, o que se torna um passo fundamental, pois a escolha deste na construção do modelo estrutural é imprescindível para a obtenção de resultados coerentes. O elemento escolhido para este estudo foi o Elemento de Estado Plano de Tensões Quadrilateral. É importante lembrar que os elementos escolhidos devem representar não apenas a rigidez do componente, mas calcular acuradamente a distribuição de tensões nos elementos. As propriedades dos materiais foram inseridas no software e estão descritas no quadro 4.5.

Foram fornecidas ao software as espessuras aplicadas na malha correspondente à proporção de 1:2:3 - malha metálica da PPR, dentes artificiais e sela de resina, respectivamente.

A fibromucosa foi modelada de tal forma que a máxima deformação não ultrapassasse 55% da espessura total, conforme Kydd, Daly e Wheeler (1971). Isto é 0,55mm, pois a espessura desta era de 1,0 mm. Para tanto, foram utilizados elementos do tipo gap, solidário à malha da fibromucosa. O contato entre a sela de resina e a fibromucosa se deu por meio destes elementos gap assim como nos estudos de Takayama et al. (2001), funcionando como um batente no sentido ocluso-gengival, porém não impedindo o movimento no sentido méso-distal. O maior movimento permitido no ligamento periodontal foi de 0,042mm, ou seja, 1/13 do maior movimento da fibromucosa (0,55mm), de acordo com Fava (1956).

Material	Módulo de Elasticidade - E (GPa)	Coeficiente de Poisson (v)	Autores
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	KO et al. (1992)
Dentina	18,6	0,31	KO et al. (1992)
Osso cortical	13,7	0,30	KO et al. (1992)
Osso esponjoso	1,37	0,30	KO et al. (1992)
Fibromucosa	$0,98 \times 10^{-3}$	0,30	KAWASAKI et al. (2001)
Liga CoCr	185	0,35	WILLIAMS (1981)
Resina acrílica	2,65	0,45	BRADEN; STAFFORD(1968)
Dentes artificiais	2,26	0,45	PEYTON; CRAIG (1963)

Quadro 4.5 – Propriedades mecânicas dos materiais

A interface entre o apoio e o descanso foi modelada com elementos do tipo gap impedindo que apoio entrasse dentro do dente, porém não impedindo a rotação.

A carga a ser aplicada foi definida, bem como os pontos de aplicação, ainda no programa I-deas. Com os modelos discretizados, foram feitas as análises de deslocamento, em mm, e tensão mínima principal e máxima principal, em N/mm^2 .

Nos diversos modelos matemáticos discretizados a seguinte quantidade de nós e elementos foi apresentada, conforme Quadro 4.6.

Modelo	Modelo A	Modelo B
Nós	6939	7350
Elementos Plane Stress	6737	7157
Elementos de GAP	107	113

Quadro 4.6 – Quantidade de pontos nodais e elementos

Os materiais envolvidos no estudo foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos, e os modelos assumidos em estado plano de tensão. Apesar de o presente estudo ser linear, os elementos do tipo gap são típicos de estudos não-lineares, o que permitiu grandes deformações na região de fibromucosa do rebordo residual.

4.2.6 Condições de carregamento

O comportamento biomecânico das estruturas de suporte (dentes, fibromucosa, ligamento periodontal e osso) e da PPREL, com sistema de retenção a grampo, foi analisado quando o conjunto sofreu a ação da aplicação de carga de 100N, segundo o longo eixo dos dentes, por ser mais fisiológica (FARAH; CRAIG; MEROUEH, 1988; SATO et al., 1995; VALENTIN et al., 1990). Em todos os modelos, a aplicação da carga ocorreu de forma axial. A aplicação da carga não foi puntiforme. A força de 100N, aplicada em cada cúspide, foi dividida em 5 pontos de 20N. Em MA e MB, dois tipos de carregamento foram executados:

- Carregamento 1 (C1): Aplicação de carga sobre o vértice da cúspide médio-vestibular do primeiro molar.
- Carregamento 2 (C2): Aplicação de carga sobre o vértice da cúspide cêntrica do segundo pré-molar.

A força aplicada ao modelo matemático exigiu a imobilização do conjunto (Figura 4.3). Esta foi obtida, fixando-se os nós do eixo x (impedindo-os de sofrerem translação e rotação) e no eixo y (permitindo a translação, isto é, deslocamento dos nós na vertical).

Figura 4.3 – Imobilização do conjunto

O processamento das tensões geradas pela carga aplicada aos modelos matemáticos bidimensionais foi obtido pelo programa I-deas. Este tipo de programa, utilizado largamente em Engenharia e Física permite, por meio de cálculos matemáticos, a visualização e interpretação (pela observação de cores e dados numéricos) da distribuição interna das tensões geradas devido a uma ampliação de força sobre um modelo. As forças geradas são de tração e compressão.

Os critérios de interpretação do estudo foram as análises de tensão máxima principal (TMxP) e tensão mínima principal (TMP), assim como nos estudos de Farah, Craig e Meroueh (1988) e Ko et al. (1992), além da análise de deformação.

As análises do panorama de deformação das estruturas de suporte MA e MB, com os carregamentos 1 e 2, foram executadas. A deformação foi dada em milímetros e permitiu ser observada por unidade de comprimento.

A tensão dependerá do plano de corte em que a força será avaliada. Os diferentes planos de corte levam a diferentes ângulos e áreas, e, conseqüentemente, diferentes co-senos dos ângulos em questão.

Em um mesmo ponto de uma superfície, existem infinitos planos de corte e, portanto, diferentes tensões que podem ser aferidas. Calculando-se a tensão biaxial (eixos x e y) de um determinado plano de corte, pode-se conseguir, matematicamente, todas as outras tensões que surgem em qualquer plano de corte. Em um determinado plano de corte, a tensão terá seu valor máximo e mínimo, expresso em valores algébricos. Surgem, desta forma, a $TMxP$ e TMP .

Os maiores valores algébricos serão sempre referentes a $TMxP$, e os menores, referentes a TMP , sendo que ambas são perpendiculares e guardam uma relação entre si. Os valores positivos correspondem a tensões de tração (TT) e os negativos a tensões de compressão (TC).

Pode-se dizer que $TMxP$ é sempre maior que TMP algebricamente. Porém, em intensidade, essa regra não é válida.

Optou-se pelo estudo de $TMxP$ e TMP , pois em ambas pode-se analisar o comportamento das TT e das TC que agem sobre diferentes pontos de uma superfície, que 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 é importante para a avaliação do comportamento biomecânico da PPREL, frente ao dente suporte e às estruturas de suporte da prótese.

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

Para a análise do comportamento das tensões e deformações internas, ocorridas quando da aplicação da carga concentrada sobre os dentes artificiais das PPR, foram selecionadas as áreas mais significativas, relacionadas diretamente com o efeito destas tensões e suas correlações com o comportamento observado clinicamente (Quadro 4.8), o que se encontra de acordo com outros estudos, como Farah, MacGregor e Miller (1979), Laganá (1996), Liau e Chen (1990) e Lucas(2003).

Estruturas	Regiões	Símbolos
Fibromucosa, osso cortical, ligamento periodontal e osso esponjoso do 1º pré-molar inferior	mésio-cervical	A
	médio-mesial	B
	mésio-apical	C
	disto-apical	D
	médio-distal	E
	disto-cervical	F
Fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso sob a sela da PPR	Região subjacente ao 2º PM artificial/ rebordo residual adjacente ao dente suporte	G
	Região subjacente ao 1º M artificial/ mediana do rebordo residual	H
	Região subjacente ao 2º M artificial/ mediana do rebordo residual	I
	Região próxima à papila retromolar/ distal do rebordo residual	J

Quadro 4.7 – Regiões de análise das TMxP, TMP e deformações internas e respectivos símbolos, avaliadas nas diferentes estruturas de cada modelo estrutural bidimensional (MA e MB).

As regiões de análise das TMxP, TMP e deformações podem ser observadas na Figura 4.4.

Figura 4.7 – Regiões de análise

4.2.8 Procedimentos de análise

Com os resultados obtidos após a análise matemática, e pós-processamento das imagens no programa Ideas, foi feito o seguinte procedimento para avaliação dos resultados:

- Análise qualitativa: realizada pela observação visual das imagens gráficas do panorama de deformação, TMxP e TMP, ocorridas nas

estruturas dos modelos, fornecidas pelo programa de computador e impressas.

- Análise quantitativa: realizada através do gradiente de cores que acompanha o modelo estrutural. Como o gradiente fornece o intervalo dos valores de deformação, TMxP e TMP para cada cor que representa a quantidade de tensão ou deformação ocorrida em determinada região, é atribuído a cada região o maior e o menor valor obtido, o que foi feito para todas as regiões ou estruturas analisadas.

Ao serem comparados os modelos entre si, busca-se obter dados para análise comparativa da variação de tensões e deformações, nos pontos selecionados de acordo com a variação da forma do rebordo residual e condição de aplicação de força, propostas em cada modelo.

Todos os valores das forças resultantes (N/mm^2) foram colocados na forma de tabela, para cada região estudada nos respectivos modelos. A partir daí, foram avaliadas as estruturas de suporte, tanto ao redor do primeiro pré-molar inferior, representado pelos pontos A, B, C, D, E e F quanto sob a sela da PPR na região de rebordo residual (fibromucosa e osso) pelos pontos G e H, I e J.

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

5 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados por estrutura (fibromucosa, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal). Cada estrutura será avaliada quantitativa (valores relativos) e qualitativamente (imagens pelo gradiente de cor), em cada modelo separadamente, tanto para o C1 como para C2. Logo após, será feita uma análise comparativa entre MA e MB.

Todas as tensões máximas principais (TMxP) foram positivas, ou seja, representaram tensões de tração (TT). Todas as tensões mínimas principais (TMP) foram negativas, isto é, representaram tensões de compressão (TC). Deste modo, as menores TMP, quando vistas em módulo, revelam as maiores TC da região em questão, e as maiores TMxP são as maiores TT encontradas. Uma análise comparativa entre MA e MB também será feita em relação às maiores TT e TC e quanto à localização destas. As análises de deformação serão dadas em milímetros (mm), e as análises de tensões serão dadas em Newton por milímetros quadrados (N/mm^2).

Na seqüência do trabalho, serão apresentados as figuras e os gráficos dos panoramas de deformação, TMxP e TMP de cada estrutura, dos modelos A e B, em seus respectivos carregamentos. Para facilitar a compreensão, os resultados dos panoramas foram divididos em tópicos, conforme os carregamentos sobre cada uma das estruturas analisadas.

As tabelas com todos os valores relativos das regiões de cada estrutura, no C1 e C2, de ambos os modelos, para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal, encontram-se no Apêndice.

Figura 6.1- Panorama de deformação (mm) da fibromucosa para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.2- Panorama de deformação (mm) da fibromucosa para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.3- Panorama de deformação (mm) da fibromucosa para carregamento 1 do modelo

B

Figura 6.4- Panorama de deformação (mm) da fibromucosa para carregamento 2 do modelo

B

6.1 Resultados dos panoramas de deformação da fibromucosa – carregamento 1 (Figura 6.1) e 2 (Figura 6.2) do modelo A e carregamento 1 (Figura 6.3) e 2 (Figura 6.4) do modelo B

6.1.1 Modelo A

Tanto em C1 (Figura 6.1), como em C2 (Figura 6.2), a região I foi mais deformada, seguida da região H, sendo a maior deformação em C1 (cerca de três vezes mais que o C2). Em ambos os carregamentos, a menor deformação ocorreu na região J do rebordo residual.

6.1.2 Modelo B

Tanto em C1 (Figura 6.3) quanto em C2 (Figura 6.4), a região J apresentou as maiores deformações, seguida da região I, sendo maiores em C1 (aproximadamente 3,5 vezes maior que o C2). Em ambos os carregamentos, a menor deformação aconteceu na região G.

6.1.3 Comparação entre os resultados de deformação de MA e MB

A região mais deformada em MA foi a I e em MB, a J. Em ambos os modelos, C1 (Figuras 6.1 e 6.3) foi aquele que resultou em maior deformação, conforme o gráfico 6.1, sendo que MA deformou mais que MB.

Os resultados da deformação da fibromucosa no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.1.

Gráfico 6.1- Deformação (mm) da fibromucosa no rebordo residual em MA (carregamento 1 C1 e carregamento 2- C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.5- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.6- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.7- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.8- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 2 do modelo B

6.2 Resultados dos panoramas de tensão máxima principal da fibromucosa – carregamento 1 (Figura 6.5) e 2 (Figura 6.6) do modelo A e carregamento 1(Figura 6.7) e 2 (Figura 6.8) do modelo B

6.2.1 Modelo A

Tanto em C1 (Figura 6.5) quanto em C2 (Figura 6.6), as maiores tensões de tração ocorreram em J, sendo que as TMxP em C1(Figura 6.5) foram maiores que em C2 (Figura 6.6). Em ambos os carregamentos, as tensões de tração foram inexpressivas nas regiões G, H e I.

6.2.2 Modelo B

Em C1(Figura 6.7) e C2 (Figura 6.8), as maiores tensões de tração ocorreram em J, sendo que as TMxP em C1 foram maiores que em C2. Em ambos os carregamentos, as tensões de tração foram inexpressivas nas regiões G, H e I.

6.2.3 Comparação entre os resultados de tensão máxima principal de MA e MB

A região de maior TMxP nos modelos A e B foi comum: região J, observável no gráfico 6.2. As maiores TMxP apareceram em C1 (Figuras 6.5 e 6.7) para o MA e MB, sendo que as de MA foram maiores que as MB.

Os resultados da tensão máxima principal da fibromucosa no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.2.

Gráfico 6.2- Tensão máxima principal da fibromucosa do rebordo residual de MA(C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.9- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.10- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.11- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.12- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) da fibromucosa para carregamento 2 do modelo B

6.3 Resultados dos panoramas de tensão mínima principal da fibromucosa – carregamento 1 (Figura 6.9) e 2 (Figura 6.10) do modelo A e carregamento 1 (Figura 6.11) e 2 (Figura 6.12) do modelo B

6.3.1 Modelo A

Em C1 (Figura 6.9) e C2 (Figura 6.10) do modelo A, as maiores tensões de compressão ocorreram na região I. As TC foram maiores em C1 que em C2. Tanto em C1, quanto em C2, a região J apresentou as menores tensões de compressão (maior TMP).

6.3.2 Modelo B

As maiores tensões de compressão foram presentes na região I, em C1 (Figura 6.11) e C2 (Figura 6.12), sendo que as maiores tensões de compressão ocorreram em C1. As menores tensões de compressão surgiram na região J, nos dois carregamentos.

6.3.3 Comparação entre os resultados de tensão mínima principal de MA e MB

No gráfico 6.3, nota-se que, em ambos os modelos, a região de maior tensão de compressão foi a mesma: região I. As maiores tensões de compressão (menor TMP) se apresentaram em C1 (Figuras 6.9 e 6.11) de ambos os modelos, sendo que as de MA apresentaram-se maiores que as de MB.

Gráfico 6.3- Tensão mínima principal da fibromucosa no rebordo residual de MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Na relação entre TMxP, TMP e deformação, pode-se observar que, para a fibromucosa, nos modelos A e B, as TC atingiram valores maiores do que as TT. Tanto as TC quanto TT foram maiores em MA do que em MB, principalmente em C1. As áreas de maior deformação foram coincidentes com as áreas de maior TC, em ambos os modelos e carregamentos.

Figura 6.13- Panorama de deformação (mm) do osso cortical para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.14- Panorama de deformação (mm) do osso cortical para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.15- Panorama de deformação (mm) do osso cortical para carregamento 1 do modelo B

figura 6.16- Panorama de deformação (mm) do osso cortical para carregamento 2 do modelo B

6.4 Resultados dos panoramas de deformação do osso cortical – carregamento 1 (Figura 6.13) e 2 (Figura 6.14) do modelo A e carregamento 1(Figura 6.15) e 2 (Figura 6.16) do modelo B

6.4.1 Modelo A

6.4.1.1 rebordo residual

As maiores deformações ocorreram na região I, seguida de H, para C1, e região G, para C2. Em C1, as deformações foram mais distribuídas no rebordo e em C2 mais localizadas (adjacentes ao dente suporte).

6.4.1.2 dente suporte

As maiores deformações foram observadas na região F, seguida de E (distal do dente suporte, tanto em C1 quanto em C2, sendo maiores em C2).

6.4.2 Modelo B

6.4.2.1 rebordo residual

Em C1, as maiores deformações ocorreram na região J, seguida de G. Já em C2, a região G foi a mais deformada. Enquanto em C1 as deformações foram mais distribuídas no rebordo, em C2 foram mais localizadas (adjacentes ao dente suporte).

6.4.2.2 dente suporte

As maiores deformações ocorreram na região F e E, em ambos os carregamentos. Em C2, as deformações foram maiores que em C1. As regiões D e E também foram bastante solicitadas em C2.

6.4.3 Comparação entre os resultados de deformação de MA e MB

6.4.3.1 *rebordo residual*

Tanto em MA como em MB, as deformações foram mais distribuídas no rebordo em C1. Em C2, foram localizadas em G (adjacentes ao dente suporte). O osso cortical do rebordo residual em MA foi mais solicitado como um todo, quando comparado a MB.

6.4.3.2 *dente suporte*

Em ambos os modelos, as regiões F e E foram as mais deformadas, tanto para C1 quanto para C2. As deformações em C2 foram maiores que em C1. As regiões D e principalmente B, em C2, sofreram deformações importantes, sendo em MB mais expressivas que em MA.

Em C1, as máximas deformações do dente suporte e do rebordo residual no osso cortical foram semelhantes, ao passo que, em C2, as deformações foram maiores no osso cortical do dente suporte que no osso cortical do rebordo residual, em ambos os modelos.

Os resultados da deformação do osso cortical no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.4.

A deformação do osso cortical no dente suporte, nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) pode ser observada no gráfico 6.5.

Gráfico 6.4- Deformação (mm) do osso cortical no rebordo residual em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Gráfico 6.5- Deformação (mm) do osso cortical no dente suporte em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.17- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.18- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.19- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.20- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 2 do modelo B

6.5 Resultados dos panoramas da tensão máxima principal (TMxP) do osso cortical – carregamento 1 (Figura 6.17) e 2 (Figura 6.18) do modelo A e carregamento 1 (Figura 6.19) e 2 (Figura 6.20) do modelo B

6.5.1 Modelo A

6.5.1.1 rebordo residual

Em C1, as maiores TT apareceram na região J. Já em C2, apareceram na região J, seguida da região H. As tensões de tração foram maiores em C1, quando comparadas a C2.

6.5.1.2 dente suporte

A região A apresentou as maiores TT, seguida das regiões C e D, em ambos os carregamentos, sendo as tensões maiores em C2.

6.5.2 Modelo B

6.5.2.1 rebordo residual

A região I de C1 apresentou as maiores TT. Nas regiões G, H e J, praticamente não ocorreram tensões de tração, tanto em C1 como em C2.

6.5.2.2 dente suporte

A região A mostrou as maiores TT, em ambos os carregamentos, seguida das regiões C e D. As maiores tensões foram observadas em C2.

6.5.3 Comparação dos resultados de tensão máxima principal de MA e MB

6.5.3.1 rebordo residual

Em C1, as maiores tensões de tração ocorreram na região J de MA, e em I de MB, sendo que as TT de MA mostraram-se maiores que em MB. Em

C2, as TT ocorreram nas regiões J e H de MA, sendo que em MB as tensões foram pouco expressivas.

6.5.3.2 dente suporte

Em MA e MB, a região A sofreu as maiores TT, em ambos os carregamentos, sendo em C2 maiores que em C1. As tensões de tração de MA foram maiores que as de MB, em C1. Em C2, essa ordem se inverteu: as tensões de MB foram maiores em relação a MA. Nas regiões C e D, as tensões foram maiores em MB, quando comparadas àquelas de MA, em ambos os carregamentos.

Os resultados da TMxP do osso cortical no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.6. A TMxP do osso cortical no dente suporte, nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.7.

Gráfico 6.6- Tensão máxima principal (N/mm^2) do osso cortical no rebordo residual em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Gráfico 6.7- Tensão máxima principal (N/mm^2) do osso cortical no dente suporte em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.21- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.22- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.23- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.24- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso cortical para carregamento 2 do modelo B

6.6 Resultados dos panoramas de tensão mínima principal do osso cortical – carregamento 1 (Figura 6.21) e 2 (Figura 6.22) do modelo A e carregamento 1(Figura 6.23) e 2 (Figura 6.24) do modelo B

6.6.1 Modelo A

6.6.1.1 rebordo residual

Em C1 (Figura 6.21) e C2 (Figura 6.22), as maiores tensões de compressão ocorreram na região G, principalmente em C2. as regiões H e I em C1 apresentaram maiores TC que as mesmas regiões em C2.

6.6.1.2 dente suporte

As maiores TC no osso cortical do dente suporte foram observadas em ambos os carregamentos na região F, seguida de D, E e C. As tensões foram maiores em C2 do que em C1, em todas as regiões citadas.

6.6.2 Modelo B

6.6.2.1 rebordo residual

Em C1 (Figura 6.23) e em C2 (Figura 6.24), as maiores TC ocorreram na região G, sendo que em C2 foram maiores que em C1. As regiões J e H em C1 tiveram TC maiores que as mesmas regiões em C2.

6.6.2.2 dente suporte

As maiores TC foram observadas na região F, seguida de D, E e C, tanto em C1 quanto em C2. As TC apresentaram-se maiores em C2, nas regiões anteriormente citadas.

6.6.3 Comparação dos resultados de tensão mínima principal de MA e MB

6.6.3.1 *rebordo residual*

As maiores TC ocorreram na região G, em ambos os modelos e carregamentos, sendo que as TC em C2 foram maiores que em C1. Em C1, as tensões foram maiores em MB que em MA, em todas as regiões, com exceção da região I. Em C2, as tensões foram maiores em MA que em MB, em todas as regiões do rebordo.

6.6.3.2 *dente suporte*

As maiores TC apareceram na região F, em ambos os modelos e carregamentos, sendo em C2 maiores que em C1. As tensões em C1, na região F, foram maiores em MB que em MA. Já em C2, essa ordem se inverteu: tensões em MA maiores que em MB. As regiões D, E e C foram bastante solicitadas nos dois modelos e em ambos os carregamentos.

Os resultados da TMP do osso cortical no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.8. A

TMP do osso cortical no dente suporte, nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.9.

Gráfico 6.8- Tensão mínima principal (N/mm^2) do osso cortical no rebordo residual no MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Gráfico 6.9- Tensão mínima principal (N/mm^2) do osso cortical no dente suporte no MA (C1 e C2) e MB (C1e C2)

Na relação entre deformação, TMxP e TMP , para o osso cortical, nos modelos A e B, as TC atingiram valores maiores que as TT. As áreas de maior deformação foram muito próximas as áreas de maiores TC, em ambos os modelos e carregamentos, com exceção de C1 em MA.

Figura 6.25- Panorama de deformação (mm) do osso esponjoso para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.26- Panorama de deformação (mm) do osso esponjoso para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.27- Panorama de deformação (mm) do osso esponjoso para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.28- Panorama de deformação (mm) do osso esponjoso para carregamento 2 do modelo B

6.7 Resultados dos panoramas de deformação do osso esponjoso – carregamento 1 (Figura 6.25) e 2 (Figura 6.26) do modelo A e carregamento 1 (Figura 6.27) e 2 (Figura 6.28) do modelo B

6.7.1 Modelo A

6.7.1.1 rebordo residual

Em C1 (Figura 6.25), a maior deformação ocorreu na região I, seguida das regiões H e G. Em C2, a região G foi a mais atingida, e todas as outras foram pouco solicitadas. Em C1, o rebordo foi mais atingido que em C2, porém o valor de deformação máxima atingida foi igual em ambos os carregamentos.

6.7.1.2 dente suporte

Em C1, a região mesial do dente suporte foi pouco solicitada. Na região distal do dente suporte, a região F apresentou a maior deformação. Em C2, principalmente nas regiões distais, em especial regiões F e E, a área

do dente suporte foi bastante atingida. Em C2, os valores encontrados foram maiores que em C1.

6.7.2 Modelo B

6.7.2.1 rebordo residual

Em C1, a região J foi a mais abrangida, seguida da região G. Em C2, a região G foi a mais afetada, sendo que as outras foram pouco exigidas. O rebordo apresentou solicitação maior em C1 que em C2. Entretanto, os valores de deformação máxima atingidos em ambos os carregamentos foram iguais.

6.7.2.2 dente suporte

As regiões F e E foram as mais exigidas, em C1 e C2. Porém, em C2 os valores observados foram maiores que em C1. Ainda em C2, praticamente todas as regiões do dente suporte foram afetadas. Em C1, as regiões mesiais ao dente suporte foram pouco solicitadas.

6.7.3 Comparação dos resultados de deformação de MA e MB

6.7.3.1 *rebordo residual*

Em C1, as regiões I, H e G foram as mais afetadas em MA. Em MB, foram as mais afetadas as regiões J e G. O rebordo em MA foi mais solicitado que em MB. Todavia, os valores máximos de deformação atingidos em MA e MB foram iguais.

6.7.3.2 *dente suporte*

A região F, seguida de E, foi a mais atingida, nos dois carregamentos, em ambos os modelos. Em C2, os valores observados foram maiores que em C1, tanto em MA quanto em MB. O osso esponjoso ao redor do dente suporte foi mais solicitado em MB que em MA, principalmente quando se comparam C1MB e C1MA. Porém, os valores máximos encontrados em MA e MB foram semelhantes.

Os resultados da deformação do osso esponjoso no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico

6.10. A deformação do osso esponjoso no dente suporte, nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.11.

Gráfico 6.10- Deformação (mm) do osso esponjoso no rebordo residual em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Gráfico 6.11- Deformação (mm) do osso esponjoso no dente suporte em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.29- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.30- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.31- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.32- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 2 do modelo B

6.8 Resultados dos panoramas de tensão máxima principal do osso esponjoso – carregamento 1 (Figura 6.29) e 2 (Figura 6.30) do modelo A e carregamento 1 (Figura 6.31) e 2 (Figura 6.32) do modelo B

6.8.1 Modelo A

6.8.1.1 rebordo residual

Para ambos os carregamentos, a região J foi praticamente a única região atingida. Em C1, as TT foram maiores que em C2.

6.8.1.2 dente suporte

Em ambos os carregamentos, as regiões A, C, D e E foram as mais afetadas. Em C1, as maiores TT ocorreram em A, seguida de D, E e C. Em C2, as maiores TT ocorreram em D, seguida de E, A e C. As tensões foram maiores em C2 do que em C1.

6.8.2 Modelo B

6.8.2.1 *rebordo residual*

De um modo geral, não ocorreram TT em ambos os carregamentos sobre o rebordo residual, em ambos os carregamentos, exceto a região G em C2, reflexo das tensões geradas ao redor do dente suporte.

6.8.2.2 *dente suporte*

Em ambos os carregamentos, as regiões mais tracionadas foram A, C, D e E, sendo que em C2 foram maiores que em C1. As maiores TT ocorreram na região A em C1, seguida de D, E e C. Em C2, as maiores TT ocorreram em D, seguida de E, A e C.

6.8.3 Comparação dos resultados de tensão máxima principal de MA e MB

6.8.3.1 *rebordo residual*

As TT ocorreram na região J, já que as tensões ocorridas em G, nos dois modelos, foram reflexo das TT surgidas ao redor do dente suporte.

6.8.3.2 *dente suporte*

Em ambos os modelos, as regiões A, C, D e E foram as mais atingidas. Em relação a C1, a região A sofreu as maiores TT, sendo em MA maior que em MB. Para as regiões D e E, as tensões foram maiores em MB que em MA. Em C2, a região D foi a mais solicitada, e as TT em MB foram maiores que em MA. Para as regiões E, A e C, as TT foram maiores em MA que em MB.

Os resultados da TMxP do osso esponjoso no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.12. A TMxP do osso esponjoso no dente suporte, nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.13.

Gráfico 6.12- Tensão máxima principal (N/mm^2) do osso esponjoso no rebordo residual em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Gráfico 6.13- Tensão máxima principal (N/mm²) do osso esponjoso no dente suporte em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.33- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.34- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.35- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.36- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do osso esponjoso para carregamento 2 do modelo B

6.9 Resultados dos panoramas de tensão mínima principal do osso esponjoso – carregamento 1 (Figura 6.33) e 2 (Figura 6.34) do modelo A e carregamento 1 (Figura 6.35) e 2 (Figura 6.36) do modelo B

6.9.1 Modelo A

6.9.1.1 rebordo residual

Em C1, a região I foi a mais atingida, seguida das regiões H e G. Em C2, praticamente apenas a região G obteve valores expressivos de TC. O osso esponjoso do rebordo residual foi menos solicitado em C1 que em C2, pois quase todo o rebordo foi afetado.

6.9.1.2 dente suporte

Em C1 e C2, as regiões C e D foram as mais afetadas, seguidas de F e B. As TC máximas encontradas em C2 foram maiores que em C1.

6.9.2 Modelo B

6.9.2.1 *rebordo residual*

Em C1, a região I foi a mais solicitada, seguida das regiões H, G e J. Em C2, somente a região G obteve valores expressivos. O osso esponjoso do rebordo residual foi mais atingido em C1, pois foi comprimido como um todo. Apesar disso, o maior valor de TC ocorreu na região G, em C2.

6.9.2.2 *dente suporte*

Em ambos os carregamentos, as regiões C e D foram as mais atingidas, seguidas de F e B. As TC em C2 foram maiores que em C1.

6.9.3 Comparação dos resultados de TMP de MA e MB

6.9.3.1 *rebordo residual*

Em C1, nos dois modelos, a região I foi a mais afetada, com os maiores valores apresentados em MA. As regiões H e G também foram solicitadas, em ambos os modelos, sendo que as maiores TC ocorreram novamente em MA. Em C2, em ambos os modelos, a região G foi a mais solicitada, sendo que as TC foram maiores em MB que em MA. Nas regiões H e I, as TC foram maiores em MA.

6.9.3.2 *dente suporte*

Em C1 e C2, em ambos os modelos, as regiões mais solicitadas foram C e D, seguidas de F e B. As TC em MB foram maiores que em MA, principalmente em C2.

Os resultados da TMP do osso esponjoso no rebordo residual nos modelos A e B (regiões G, H, I e J) podem ser observados no gráfico 6.14. A

TMP do osso esponjoso no dente suporte, nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.15.

Gráfico 6.14- Tensão mínima principal (N/mm^2) do osso esponjoso no rebordo residual no MA (C1 e C2) e MB (C1e C2)

Relacionando a deformação x $TMxP$ x TMP , pode-se observar que as tensões máximas de compressão foram mais expressivas que as tensões máximas de tração, em ambos os modelos e carregamentos. As regiões de maior deformação foram coincidentes com as áreas de maior tensão de compressão, com exceção de C1, em MB.

Gráfico 6.15- Tensão mínima principal (N/mm^2) do osso esponjoso no dente suporte no MA (C1 e C2) e MB (C1e C2)

Figura 6.37- Panorama de deformação (mm) do ligamento periodontal para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.38- Panorama de deformação (mm) do ligamento periodontal para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.39- Panorama de deformação (mm) do ligamento periodontal para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.40- Panorama de deformação (mm) do ligamento periodontal para carregamento 2 do modelo B

6.10 Resultados dos panoramas de deformação do ligamento periodontal

– carregamento 1 (Figura 6.37) e 2 (Figura 6.38) do modelo A e carregamento 1(Figura 6.39) e 2 (Figura 6.40) do modelo B

6.10.1 Modelo A

A maior deformação ocorreu na distal do dente suporte, principalmente na região F, tanto em C1 (Figura 6.37), quanto em C2 (Figura 6.38)

.

6.10.2 Modelo B

A maior deformação foi observada na distal do dente suporte, em ambos os carregamentos (Figuras 6.39 e 6.40), sendo a região F mais deformada, seguida da região E, especialmente no C2 (Figura 6.40).

6.10.3 Comparação dos resultados de deformação de MA e MB:

A região F foi a mais deformada e apresentou deformação similar em MA e MB.

Os resultados da deformação do ligamento periodontal nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.16.

Gráfico 6.16- Deformação (mm) do ligamento periodontal em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.41- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 1 do modelo A.

Figura 6.42- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.43- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.44- Panorama de tensão máxima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 2 do modelo B

6.11 Resultados dos panoramas de tensão máxima principal do ligamento periodontal – carregamento 1 (Figura 6.41) e 2 (Figura 6.42) do modelo A e carregamento 1(Figura 6. 43) e 2 (Figura 6. 44) do modelo B

6.11.1 Modelo A

As maiores TT ocorreram nas regiões A, seguida de E e D, em ambos os carregamentos. As TT em C2 foram maiores do que em C1.

6.11.2 Modelo B

As maiores TT ocorreram nas regiões A, seguida das regiões E e D, em ambos os carregamentos, sendo que foram maiores em C2 que em C1.

6.11.3 Comparação dos resultados de TMxP de MA e MB

Para a região A, onde se concentraram as maiores TT, houve um resultado mais expressivo em MA que em MB, nos dois carregamentos. Para

a região E, segunda área mais atingida, ocorreu o inverso: MB apresentou TT maiores que em MA.

Os resultados da TMxP do ligamento periodontal nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.17.

Gráfico 6.17- TMxP (N/mm^2) do ligamento periodontal em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

Figura 6.45- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 1 do modelo A

Figura 6.46- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 2 do modelo A

Figura 6.47- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 1 do modelo B

Figura 6.48- Panorama de tensão mínima principal (N/mm²) do ligamento periodontal para carregamento 2 do modelo B

6.12 Resultados dos panoramas de tensão mínima principal do ligamento periodontal – carregamento 1 (Figura 6.45) e 2 (Figura 6.46) do modelo A e carregamento 1(Figura 6.47) e 2 (Figura 6.48) do modelo B

6.12.1 Modelo A

As maiores TC foram observadas na região F, seguida das regiões C, D e B, em ambos os carregamentos. Em C2, as TC foram maiores que em C1.

6.12.2 Modelo B

As maiores TC foram observadas na região F, seguida das regiões C, D e B, em ambos os carregamentos Em C2, as TC foram maiores que em C1.

6.12.3 Comparação dos resultados de TMP de MA e MB

Em C1, as maiores TC ocorreram na região F, seguida das regiões C, D e B, em ambos os carregamentos, sendo maiores em MB que em MA. Em

C2, as maiores TC se apresentaram na região F, seguida das regiões C, D e B, em ambos os modelos. Na região F, as tensões em MA foram maiores que em MB. Nas regiões C, D e B, no entanto, as tensões em MB foram mais expressivas. As TC em C2 foram maiores que em C1, tanto em MA quanto em MB.

Na relação entre deformação, TMxP e TMP, as TC no ligamento periodontal foram maiores que as TT, em ambos os modelos. A região onde ocorreu a máxima deformação foi coincidente com aquela em que ocorreram as maiores TC.

Os resultados da TMP do ligamento periodontal nos modelos A e B (regiões A, B, C, D, E e F) podem ser observados no gráfico 6.18.

Gráfico 6.18- TMP (N/mm²) do ligamento periodontal em MA (C1 e C2) e MB (C1 e C2)

6 DISCUSSÃO

A análise experimental de tensões em estruturas dentárias é um tópico de interesse desde o último quarto do século passado. O objeto de pesquisas era a determinação da distribuição das tensões e o aperfeiçoamento da resistência mecânica dessas estruturas (FARAH; CRAIG; SIRARSKIE, 1973).

Muitas dessas análises de tensões das estruturas dentárias eram realizadas utilizando-se a fotoelasticidade como metodologia (MAHLER; PEYTON, 1955) já que, com os métodos analíticos puramente matemáticos, não era possível se obter a análise da distribuição de tensões em corpos com morfologia complexa (ALVES FILHO, 2000; FISHER et al., 1975).

O método do elemento finito (MEF) foi desenvolvido por TURNER et al.¹ (1956 apud TANNE et al., 1990) originalmente para a indústria aeronáutica, e introduzido na Odontologia por Huang e Ledley (1969). Essa aplicação veio contribuir com os estudos de tensões estruturais, pois o método pode ser aplicado em caráter geral, independente da forma da estrutura e da condição de carregamento (ALVES FILHO, 2000).

Farah, Craig e Sirarskie, (1973), Kito, Suetsugu e Murakami (1977), Thresher e Sato (1973) e Vree, Peters e Plasschaert (1983) são concordantes que o MEF oferece uma análise mais detalhada das tensões geradas no interior das estruturas que a fotoelasticidade. Correa e Matson (1977) afirmam que a

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

fotoelasticidade apresenta uma análise qualitativa das tensões, não sendo possível a sua quantificação. Por outro lado, o MEF apresenta uma superioridade de análise, ao ser possível qualificar e quantificar as tensões, fator esse decisivo na escolha desse método para a execução do presente trabalho.

No método do elemento finito, a análise pode ser bi ou tridimensional. Assim como no estudo presente, observa-se que a maioria dos estudos na Odontologia é bidimensional (AYDIN; TEKKAYA, 1992; AYDYNLIK; AKAY, 1980; CORREA; MATSON, 1977; CRAIG; FARAH, 1978; DARBAR et al., 1993, 1995; FARAH; CRAIG, 1974; FARAH; CRAIG; MEROUEH, 1988; FARAH; CRAIG; SIRARSKIE, 1973; HUANG; LEDLEY, 1969; KITO; SUETSUGO; MURAKAMI, 1977; KO et al., 1992; LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1996; LIAU; CHEN, 1990; LUCAS, 2003; MAEDA et al., 1989; MATHIAS, 1996; NISHIGAWA et al., 2003; NOGAWA, 1989; O'GRADY; SHERIFF; LIKEMAN, 1996; SATO et al., 2000; TARGAS, 2001; VREE; PETERS; PLASSCHAERT, 1983; WILLIAMS; EDMUNDSON; REES, 1987; YETRAM; WRIGHT; PICKARD, 1976), provavelmente pela complexidade que um desenho tridimensional apresenta, principalmente nesta área. Dentre os autores que utilizaram o método do elemento finito tridimensional, abordados na revisão da literatura, apresentam-se Alvarenga (2001), Guedes et al. (1995), Kawasaki et al. (2001), Miranda (2001), Santos (1995), Shin e Watts (2000), e Tanne et al. (1989). Rubin et al. (1983) observaram, ao comparar o estudo bi e tridimensional, que a concentração de tensões foi menor no modelo tridimensional, talvez pelo fato de se reproduzir mais fielmente a situação de clínica.

Por meio do MEF, pode-se observar que, quando há perda de estrutura dentária e um tratamento restaurador, a distribuição interna das tensões é alterada (CORREA; MATSON, 1977; MAHLER; PEYTON, 1955; WILLIAMS; EDMUNDSON;

REES, 1987), quando comparada à distribuição em dentes íntegros (FARAH; CRAIG; MEROUEH, 1988; TARGAS, 2001; THRESHER; SATO, 1973). Desta forma, se uma simples restauração pode levar a modificações na distribuição interna das tensões na estrutura dental, alterações em maior grau de comprometimento das estruturas de suporte podem ser esperadas, quando da ausência de um ou mais dentes, como nos casos de necessidade de reabilitação protética.

Nas reabilitações em que se utilizam PPR, principalmente em casos de extremidade livre, uma atenção especial deve ser dada ao planejamento (MILLER, 1975), para que se consiga uma tolerância das estruturas de suporte às tensões geradas pelas forças mastigatórias, transmitidas pelo aparelho protético (FRECHETTE, 1956), e que resulte em longevidade ao complexo biomecânico dente/fibromucosa (TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996).

Dentro da área da Prótese Dental, as PPREL são consideradas dento-muco-suportadas, já que utilizam duas vias de suporte (dentes e fibromucosa), de naturezas diferentes, para a transmissão de carga às estruturas remanescentes, fator que inspira cuidados, e que torna esse tipo de prótese problemático (CARLSSON; HEDEGÄRD; KOIVUMAA, 1961; CECCONI; ASGAR; DOOTZ, 1972; CHRISTENSEN, 1962; ELBRECHT, 1943; FARAH; MCGREGOR; MILLER, 1979; FRECHETTE, 1956; HENDERSON; STEFFEL, 1979; KAIRES, 1956; KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; LAGANÁ, 1996; LUCAS, 2003; LYTLE, 1962; MATHIAS, 1996; MATSUMOTO; GOTO, 1970; MONTEITH, 1984; SAIZAR, 1958; SCHMIDT, 1953; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; WEINBERG, 1956; ZANETTI; LAGANÁ, 1996). Esta prótese também é conhecida como prótese de alavanca (HENDERSON; STEFFEL, 1979).

Dentes suportes normalmente implantados podem apresentar uma movimentação intra-alveolar de, no máximo, 0,1mm, segundo Thielemann² (1938, apud REBÓSSIO, 1963). Em relação à fibromucosa, Fava (1956) registrou um valor médio de 1,3mm de deformação. Monteith (1984), no entanto, verificou uma discrepância viscoelástica dos suportes 25 vezes maiores que o dente. Por essa discrepância de valores, pode ocorrer um desequilíbrio biomecânico (BOERO; FORBES, 1972; ZANETTI; LAGANÁ, 1996).

O rebordo residual é constituído de fibromucosa, osso cortical e osso esponjoso (HENDERSON; STEFFEL, 1979). Em casos de PPREL inferior, o rebordo residual pode apresentar, num plano sagital, diferentes formas, conforme Elbrecht (1943) classificou: rebordos horizontal, ascendente-distal, descendente-distal e descendente-ascendente. Guedes (2000) ressalta que no estudo de Elbrecht (1943) não há acesso ao método utilizado para a determinação da sua classificação, e propõe uma avaliação radiográfica. Já Metty (1958) sugere a análise da forma do rebordo, lançando mão da palpação do mesmo. Tanto Guedes quanto Metty são contrários à análise visual do rebordo residual para a determinação de sua forma, devido às suas diferenças de espessura.

As diferentes inclinações do rebordo residual são fatores a serem considerados no momento do planejamento da PPREL (CECCONI; ASGAR; DOOTZ, 1971, 1972; ELBRECHT, 1943; HEKNEBY, 1967) pois, quando as cargas mastigatórias são aplicadas em um plano inclinado, duas resultantes de força mecanicamente indesejáveis para as estruturas de suporte formar-se-ão, conforme afirmam Stewart, Rudd e Kuebker (1983).

² Thielemann K. Biomechanick der Parodontose. Leipzig, 1, 22, 1938

Em virtude dessa complexidade biomecânica, a proposta deste estudo foi analisar, por meio do MEF, as deformações e, principalmente, a distribuição das tensões de tração e compressão nas estruturas de suporte (fibromucosa, osso cortical, osso esponjoso e ligamento periodontal) de hemiarcos inferiores parcialmente dentados, de extremidade livre distal (classe I de Kennedy). Os rebordos analisados foram ascendente-distal (modelo A) e descendente-distal (modelo B), e foi aplicada uma carga axial de 100N na região de primeiro molar inferior artificial (C1) e segundo pré-molar inferior (C2) sobre uma PPR a grampo com apoio distal.

Mecanicamente, a fibromucosa atua como um coxim, por onde as tensões são transmitidas ao suporte (ELBRECHT, 1943; LYTLE, 1962). A compressibilidade (ELBRECHT, 1943) e a espessura da fibromucosa pode variar em um mesmo rebordo (ELBRECHT, 1943; KYDD; DALY; WHEELER, 1971; METTY, 1958), resultando em diferentes graus de deformação. Este é um fator desfavorável, pois haverá pontos mais capazes de suportar carga que outros (ELBRECHT, 1943). Metty (1958) acrescenta que, além de variar em espessura, pode haver ainda um coxim de tecido muito denso e fibroso, ou um coxim mole de tecido vascular, adiposo ou mesmo glandular. Nally (1973) e Todescan, Silva e Silva (1996) salientam, ainda, que o epitélio da fibromucosa possui uma camada de queratina que desempenha um importante papel na manutenção da integridade da estrutura. Nally (1973) ressalta, também, que a espessura total de fibromucosa é mais fina sob próteses bem adaptadas, e mais larga em próteses mal adaptadas. Henderson e Steffel (1979) acreditam que o rebordo ideal seria recoberto por tecido conjuntivo fibroso denso, firme e imóvel.

No presente estudo, a fibromucosa foi modelada com uma espessura uniforme de 1mm, nos dois modelos propostos, sendo que, no software utilizado, restringiu-se a deformação máxima desse tecido a 55% do total da sua espessura (KYDD; DALY; WHEELER, 1971), isto é, 0,55mm, por meio do elemento gap. Este elemento foi utilizado como o contato entre a sela de resina da PPR e a fibromucosa onde se conseguiu liberdade da sela na direção méso-distal, assim como Takayama et al. (2001) utilizaram em seu estudo. Vale lembrar que os modelos diferiram somente na angulação do rebordo residual distal ao dente suporte, no plano sagital.

Em MA, as áreas com maior e menor deformação da fibromucosa foram semelhantes em C1 e C2, sendo que a maior surgiu na região de 1^o molar inferior e 2^o molar inferior. A menor foi observada no 2^o pré-molar e trígono retromolar. As áreas de TC máxima foram semelhantes às áreas de máxima deformação, sendo que, em C1 (0,2N/mm²), as TC foram aproximadamente 3,1 vezes maiores que em C2 (0,064N/mm²).

Em MB, as áreas de máxima deformação sobre a fibromucosa ocorreram na região do 2^o molar inferior (maior concavidade do rebordo) e principalmente na área correspondente ao trígono retromolar, tanto em C1 quanto em C2. As deformações foram 3,5 vezes maiores em C1 que em C2. Para as tensões de compressão, a região mais solicitada foi a do 2^o molar inferior, para ambos os carregamentos, sendo em C1 3,7 vezes maiores que em C2. O fato de 2/3 do rebordo residual ter uma inclinação descendente para distal e 1/3 de ascendência, fez com que a carga aplicada axialmente nos dentes artificiais se decompusesse em uma resultante para distal bem evidente no C1, e concordante com as afirmações de Elbrecht (1943), Todescan, Silva e Silva (1996) e Zanetti e Laganá (1996). Em relação a MA, pode-se afirmar que a resultante também se apresentou para distal no C1, já que a

máxima deformação e a TC máxima ocorreram imediatamente para distal do ponto de aplicação da carga, contrariando as afirmações de Elbrecht (1943), Todescan, Silva e Silva (1996) e Zanetti e Laganá (1996). Esses autores apontam uma resultante para mesial em casos de rebordo ascendente-distal. A resultante distal, no presente trabalho, mostrou-se mais evidente em MB do que em MA, causando uma grande deformação e compressão na área subjacente ao primeiro molar, região ascendente do rebordo e principalmente na região de maior concavidade, conforme os achados de Kawasaki et al. (2001).

Pelos resultados obtidos no panorama de deformação e tensão principal mínima (caracterizada por tensões de compressão) da fibromucosa de MA, é possível afirmar que houve uma ligação direta entre deformação e TC, ao passo que ambas se comportaram de maneira semelhante, principalmente em MA. A localização do carregamento pouco influenciou na região atingida, pois C1 foi semelhante a C2. No entanto, influenciou a intensidade das tensões nas regiões solicitadas. Provavelmente, esse comportamento surgiu pelo fato de que C1 produziu uma força de alavanca (BOLL, 1924; HENDERSON; STEFFEL, 1979), ou melhor, um braço de potência maior que em C2, pois a distância entre o ponto da aplicação da carga em C1 (cúspide médio-vestibular do 1º molar inferior) e o ponto de fulcro (apoio oclusal distal do dente suporte) é maior que em C2 (cúspide vestibular do 2º pré-molar inferior ao apoio distal do dente suporte). Desse modo, quanto mais próximo ao dente suporte a carga é aplicada, menor é a solicitação da fibromucosa, de acordo com os estudos de Craig e Farah (1978). A área de maior deformação da fibromucosa em MA, concordante com o trabalho de Liao e Chen (1990), foi adjacente à área de carregamento. Tal afirmação não foi válida para MB.

Em ambos os modelos A e B, a tensão máxima principal na fibromucosa, caracterizada por tensões de tração, foi pouco expressiva, sendo presente somente na região de trígono retromolar. As TT em C1 foram maiores do que em C2. Comparando-se os modelos, as TT em MA foram maiores que em MB.

Para Monteith (1984), Nally (1973) e Wills e Manderson (1977), a fibromucosa não é um tecido elástico, devido à ausência de fibras elásticas, mas sim um tecido de natureza viscoelástica, em que a deformação varia com o tempo e a carga aplicada. Kydd, Daly e Wheeler (1971) constataram que os tecidos moles retornam de 70 a 90% de sua espessura original após 20 minutos, sendo que a deformação residual retornará completamente após três horas, dependendo da idade do indivíduo. Wills e Manderson (1977) afirmam que a mucosa oral se deforma facilmente sob carga; no entanto, demora horas para voltar à posição original.

No presente estudo, utilizou-se uma carga estática, de 100N, considerada fisiológica (ALVARENGA, 2001; FARAH; CRAIG; MEROUEH, 1988; LAGANÁ, 1996; LUNDGREN; LAURELL, 1986; MATHIAS, 1996; MIRANDA, 2001; TARGAS, 2001; WILLIAMS; EDMUNDSON; REES, 1987). Com a aplicação da carga, tanto em MA quanto em MB, ocorreu uma tensão máxima de compressão da fibromucosa adjacente a essa área de aplicação, para distal, sendo refletida da mesma forma no osso esponjoso. Essa relação ficou mais evidente em C1, quando o rebordo residual foi mais solicitado. Mesmo não sendo a proposta deste estudo, é cabível relacionar os resultados obtidos aos trabalhos de Akasawa e Sakurai (2002), Lyttle (1962) e Metty (1958), que apontam que um apertamento leve, porém contínuo, sobre a PPREL resulta em isquemia e demora no restabelecimento do fluxo sanguíneo na mucosa sob a prótese, após a liberação da compressão. Como consequência, destacam-se a presença de metabólitos (devido à desordem circulatória),

degeneração epitelial e reabsorção óssea. A área onde provavelmente ocorrerá a maior reabsorção óssea, no caso estudado (MA e MB), será imediatamente distal a área de aplicação da carga, ou seja na região de segundo molar inferior.

Em relação ao ligamento periodontal, parte das cargas funcionais da sela é transmitida ao dente e, por consequência, ao ligamento, por meio do apoio oclusal da PPR (ROACH, 1930). As fibras oblíquas, as quais estão em maior número, transformam a carga de compressão, provinda da mastigação, em tensões de tração para o osso alveolar, desde que a carga seja axial (coincidente com o longo eixo dos dentes), fenômeno importante para a manutenção do osso alveolar, já que este é estimulado à osteogênese (TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996).

O ligamento periodontal sofre uma deformação média de 1/13 da deformação da fibromucosa (FAVA, 1956; REBÓSSIO, 1963; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996). No presente estudo, foi obedecida a mesma relação, permitindo uma movimentação máxima de 0,55mm para a fibromucosa e 0,042mm de deformação máxima do ligamento periodontal.

Em MAC1, a relação entre a máxima deformação na fibromucosa (0,135mm) e a média da máxima deformação do ligamento periodontal (0,002mm) foi de 67 para 1 (67:1). Em MAC2, a relação foi de 0,044mm para 0,004mm, ou seja, de seis para um (6:1), aproximadamente, entre fibromucosa e ligamento periodontal. Em MBC1, a relação foi de 0,097mm para 0,002mm, ou melhor, de 48 para 1 (48:1), aproximadamente. Em MBC2, a relação foi de 0,033mm para 0,003mm, ou melhor, de 11 para 1 (11:1). Pela análise dessas relações, pode-se afirmar que as maiores discrepâncias ocorreram em C1, tanto do modelo A quanto do modelo B, mostrando que, quanto mais distante do dente suporte o carregamento é aplicado, mais

deformada é a fibromucosa, e quanto mais próximo é o carregamento do dente suporte, mais este último será exigido (CRAIG; FARAH, 1978).

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

Neste estudo, o ligamento periodontal foi considerado sadio. A área de maior deformação foi coincidente com a área onde ocorreram as maiores tensões de compressão (região disto-cervical do dente suporte), sendo que, em C1, as tensões foram maiores em MB que em MA, e em C2 ocorreu o contrário (MA maior que MB). As tensões de compressão também se concentraram na região mesio-apical ao dente suporte, tanto em MA quanto em MB. C2 foi maior que C1, principalmente em MB. As tensões de tração ocorreram de maneira oposta às tensões de compressão (região mesio-cervical e médio-distal ao dente suporte), evidenciando que o elemento suporte girou para distal, tanto em MA como em MB, de acordo com as afirmações de Kito, Suetsugu e Murakami (1977) e Thresher e Saito (1973). Esses autores mostraram que as tensões de tração e compressão, no dente suporte, acontecem em regiões opostas, quando ocorre uma carga não-axial. Os estudos de Coolidge (1937) evidenciam muitas áreas de necrose na região onde ocorrem tensões de compressão, e áreas de fratura de cimento na região onde acontece tração, indicando prováveis áreas de osteólise e osteogênese, respectivamente.

Em C2, de ambos os modelos o rebordo residual pouco participou, tendo como consequência uma maior intensidade das tensões no ligamento periodontal do que em C1, sendo que em C2 na região do dente suporte estas foram mais axiais e

portanto menos deletérias quando comparadas as de C1. Na região do dente suporte, o ligamento periodontal faz com que grande parte das tensões de compressão da mastigação seja transformada em tensão de tração no osso, ajudando a manter a sua integridade (CRAIG; FARAH, 1978). Em C1, em que foi observada a maior participação do rebordo residual e, conseqüentemente, diminuição da intensidade das tensões no dente suporte.

Os resultados deste estudo estão em concordância com Coolidge (1937). Esse autor estudou a espessura do ligamento periodontal em dentes humanos e observou que o lado que sofreu pressão apresentou menor espessura, e o lado que sofreu tração apresentou maior espessura.

O rebordo residual resulta da cicatrização do processo alveolar, após a perda dos dentes, e preenchimento do alvéolo com um tipo especial de esponja óssea e cicatrização fina da fibromucosa (TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996), sendo que sua densidade pode ser considerada intermediária, segundo Pietrokovski (1975). De acordo com esse último autor, quando as forças oclusais são transmitidas ao osso pela base da PPR, o osso responde com tração ou pressão, o que pode ser visto no presente trabalho.

O osso alveolar suporta mais facilmente as forças de tração do que as de compressão (CARLSSON; HEDEGÄRD; KOIVUMAA, 1961). O osso sob pressão, a princípio, é reabsorvido. Entretanto, se essa pressão for fisiológica e os intervalos de aplicação forem grandes, os sinais histológicos de reabsorção óssea desaparecem. A tração tem um efeito osteogênico. Porém, se essa tensão for além do limite de tolerância, poderá ocorrer a reabsorção óssea (WEINMANN; SICHER, 1947).

Tendo em vista uma maior compreensão das tensões de tração e compressão, principalmente no tecido ósseo, optou-se por utilizar a análise de

tensão máxima principal e mínima principal, caracterizadas pela força de tração e compressão, respectivamente (FARAH; CRAIG; MEROUEH, 1988; KO et al., 1992), por justamente se conseguir distinguir a localização e a intensidade das mesmas, em toda a estrutura de suporte da PPREL .

Após a exodontia, o rebordo residual atinge a estabilidade em 8 a 10 semanas (PIETROKOVSKI, 1975). Passado esse período, ocorre um processo de reabsorção contínua (DEVLIN; SLOAN; PATH, 1994), com uma média de reabsorção óssea anual de 0,1mm na maxila e 0,4mm na mandíbula, conforme observaram Atwood e Coy (1971). Esses autores ressaltam, ainda, que a reabsorção do rebordo residual pode ser definida como uma doença crônica, progressiva, irreversível, desagradável e provavelmente de origem multifatorial.

Os fatores relacionados à reabsorção óssea podem ser considerados sistêmicos e locais (BEERSTECHEER; BELL, 1974; PIETROKOVSKI, 1975; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997). Os fatores sistêmicos a ser considerados são: 1) idade (ATWOOD; COY, 1971; GUEDES, 2000; KARAAÇLIOGLU; OZLAN, 1994; KLEMETTI, 1996; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997); 2) sexo, menos freqüente em homens (ATWOOD; COY, 1971; GUEDES, 2000; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997); 3) osteoporose (GUEDES, 2000; KLEMETTI, 1996; XIE et al., 1997); 4) índice de massa corporal (XIE et al., 1997); 5) drogas ou fármacos (GUEDES, 2000; XIE et al., 1997).

Os fatores locais de destaque são: 1) condição do processo alveolar, incluindo qualidade, tamanho e forma do rebordo (GUEDES, 2000; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997); 2) tempo de extração (ATWOOD; COY, 1971; GUEDES, 2000; KARAAÇLIOGLU; OZLAN, 1994; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997); 3) força de mordida (PIETROKOVSKI, 1975; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997); 4) localização da carga e sua

direção (MAEDA et al., 1989); 5) uso de prótese (APPLEGATE, 1960; ATWOOD; COY, 1971; BEERSTECHER; BELL, 1974; DEVLIN; SLOAN; PATH, 1994; GUEDES, 2000; LYTLE, 1962; PIETROKOWISKI, 1975); 6) distância interoclusal (ATWOOD; COY, 1971).

O presente estudo demonstrou que a forma do rebordo no plano sagital (GUEDES, 2000; XIE; AINAMO; TILVIS, 1997) e a localização da carga (MAEDA et al., 1989) influíram na localização e intensidade da TC no osso esponjoso e cortical. Pode-se admitir, desse modo, que os fatores locais apresentados influenciam no processo de reabsorção óssea, já que existe uma relação direta entre tensão de compressão e reabsorção óssea alveolar.

No panorama de tensões do osso cortical e do osso esponjoso, pôde-se observar que as forças máximas de compressão foram maiores e mais distribuídas que aquelas de tração, nos dois modelos e carregamentos, ocorrendo um predomínio das tensões de compressão, resultados estes concordantes com os achados de Farah, Craig e Meroueh (1988). Essa observação vem a confirmar a preocupação em controlar as cargas provenientes das forças mastigatórias, transmitidas às estruturas de suporte pela PPR, ao passo que, se as tensões não forem minimizadas pela prótese, o processo de reabsorção poderá ocorrer provavelmente de uma forma mais rápida (AYDYNLIK; AKAY, 1980; BEERSTECHER; BELL, 1974; CARLSSON; HEDEGÄRD; KOIVUMAA, 1961; KLEMETTI, 1996).

Para que as cargas transmitidas às estruturas de suporte sejam controladas e, por conseqüência, minimizar o processo de reabsorção, pode-se lançar mão de diversos recursos: redução da superfície oclusal no sentido méso-distal e remoção do segundo molar inferior, quando o antagonista permite (CHRISTENSEN, 1962;

LAGANÁ, 1996; MATHIAS, 1996; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996) e redução vestibulo-lingual, para diminuição da carga vertical e horizontal (MATSUMOTO, 1971); máxima cobertura da sela, estendendo a mesma até a região de trígono retromolar, respeitando as estruturas periorais (CHRISTENSEN, 1962; HENDERSON; STEFFEL, 1979; LYTLE, 1962; SAIZAR, 1958; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1996), para suportar cargas horizontais e verticais (KAIRES, 1956); utilização de conexões elásticas para uma distribuição mais equinânime entre os dois suportes (LACERDA, 1999; LAGANÁ, 1996; MONTEITH, 1984; PEZZOLI et al., 1993; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996); colocação de um implante distal (LACERDA, 1999; LUCAS, 2003; MIRANDA, 2001; MONTEITH, 1984); ajuste oclusal (HENDERSON; STEFFEL, 1979), para que seja obtido um maior número de contatos oclusais na PPREL, e diminuição da tensão sobre o dente suporte (MATHIAS, 1996), com apenas efeito secundário na mucosa (LIAU; CHEN, 1990). A carga deve ser transmitida axialmente, em direção à crista do rebordo, evitando as forças laterais, que têm efeitos danosos aos dentes suportes e aos retentores indiretos (MATSUMOTO, 1971). Segundo Hindels (1957), em uma PPREL, as tensões só serão distribuídas de maneira homogênea se os descansos forem removidos. Outros fatores auxiliares seriam: utilização de uma camada de material resiliente, para distribuição mais uniforme e menor concentração de tensões (AYDINLIK; AKAY, 1980; SATO et al. 2000; SHIM; WATTS, 2000); utilização de moldagem funcional do rebordo residual (HENDERSON; STEFFEL, 1979; MAXFIELD; NICHOLLS; SMITH, 1979; TEBROCK et al., 1979; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1996); e mesialização dos apoios nos dentes suportes (BEN-UR et al., 1983; GUEDES et al., 1995; KRATOCHVIL, 1963;

KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974; MacCARTNEY, 1980; NOGAWA, 1989; PEZZOLI et al., 1993; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996; ZANETTI; LAGANÁ, 1996).

Kratochvil (1963) propõe a utilização do grampo RPI, introduzido por esse mesmo autor, em casos de PPREL, com um grampo à barra em I, no meio da face vestibular, conector menor por mesial, placa proximal distal, com ajuste fisiológico. Esse ajuste permite a rotação da prótese, sem que a armação exerça torque sobre os dentes suportes (KRATOCHVIL; CAPUTO, 1974).

Para Feingold, Grant e Johnson (1984, 1988), no entanto, não se pode relacionar a posição do descanso com o movimento do dente suporte. Ko, McDowell e Kotowicz (1986) afirmam 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. Ben-Ur, Helft e Serebro (1983) acrescentam, ainda, que o posicionamento distal previne a impactação alimentar, entre dente e prótese.

Em contrapartida, os achados de Frechette (1956), Guedes et al. (1995), Kratochvil (1963), Kratochvil e Caputo (1974), McCartney (1980) e Nogawa (1989) revelaram que a posição do descanso influencia o movimento do dente suporte e a distribuição das tensões, sendo o apoio mesial o mais indicado.

A mesialização do apoio leva a um melhor suporte para a base da prótese, pois, quanto maior a distância entre o eixo de rotação e a extremidade livre, mais vertical será o movimento (BEN-UR; HELFT; SEREBRO, 1983; KRATOCHVIL, 1963; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996). Além disso, o apoio por mesial previne o movimento distal e abertura do contato interproximal, o que poderia resultar em perda óssea (BEN-UR; HELFT; SEREBRO, 1983; GUEDES et al., 1995; KRATOCHVIL, 1963; TODESCAN; SILVA; SILVA, 1996), e impede o pinçamento e

estrangulamento do tecido gengival adjacente ao dente suporte (KRATOCHVIL, 1963).

Nos modelos A e B, apesar de o apoio estar por distal, o conector menor não entrou em contato com a face distal do primeiro pré-molar inferior. Esse desenho pôde permitir a rotação da prótese e minimizar o torque no dente suporte, por parte da armação da PPREL, assim como sugerem Feingold, Grant e Johnson (1984; 1988), Itoh et al.(1998), Kratochvil (1963) e Kratochvil e Caputo (1974)e no ajuste fisiológico da armação.

Os estudos de Alvarenga (2001), Cecconi, Asgar e Dootz (1971; 1972), Chou et al. (1991), Feingold, Grant e Johnson (1984, 1988), Frechette (1956), Guedes et al. (1995), Kaires (1956), Kratochvil (1963), Kratochvil e Caputo (1974), Lacerda (1999), Laganá (1992, 1996), Lucas (2003), MacCartney (1980), Mathias (1996), Matsumoto (1971), Matsumoto e Goto (1970), Maxfield, Nicholls e Smith (1979), Nogawa (1989) e Weinberg (1956) mostram que a distribuição de tensões e o movimento dos dentes suportes são fortemente influenciados pelo planejamento da PPREL e pela localização da aplicação da carga.

Os modelos do presente estudo foram construídos sem a presença do segundo molar inferior, partindo do pressuposto que o arco oposto também não possui o dente antagonista. Utilizou-se toda a extensão do rebordo residual, até 2/3 da papila retromolar, e total adaptação da sela à fibromucosa (moldagem funcional). O apoio foi posicionado na distal do dente vizinho ao espaço protético não apenas por uma questão técnica, já que para que o apoio fosse posicionado na mesial, os conectores maior e menor teriam que atravessar os dentes e suas estruturas de suporte, o que não seria viável no MEF bidimensional (ALVES FILHO³, 2004), mas

³ Informação fornecida por Alves Filho em São Paulo, em 2004.

também para analisar as tensões em uma situação clínica supostamente desfavorável. O fato de o apoio encontrar-se por distal não interferiu no verdadeiro propósito deste trabalho, que é avaliar a influência da inclinação do rebordo residual na deformação e distribuição de tensões nas estruturas de suporte do rebordo residual e do dente suporte. Porém, faz-se necessário fazer um estudo comparativo com a mesma situação clínica com apoio mesial em estudo tridimensional para se analisar a distribuição das tensões (informação verbal).

O efeito da inclinação sagital do rebordo residual foi analisado neste presente estudo, no movimento do dente suporte, com um apoio localizado por distal, assim como utilizado por Craig e Farah (1978) e descrito por Cecconi, Asgar e Dootz (1971) em estudo semelhante. Analisando o panorama de deformação do osso cortical e esponjoso, na região do dente suporte, pode-se observar que as áreas distais ao dente foram as mais atingidas, sendo que C2 provocou valores maiores que C1. No osso cortical, avaliando tensões de tração, a região mesio-cervical foi a mais afetada, seguida de duas regiões periapicais (C e D), em ambos os modelos. Para as tensões de compressão, a região mais atingida foi oposta àquela mais atingida por tensões de tração, melhor dizendo, região disto-cervical.

No osso esponjoso, tornou-se bem evidente que a aplicação da carga sobre a prótese gerou torque no dente suporte para distal, já que os picos de TT ocorreram na região mesio-cervical ao dente suporte, no ápice distal e terço médio-distal, nos dois modelos, em ambos os carregamentos. Os picos de tensão de compressão localizaram-se na região disto-cervical ao dente suporte e na região de ápice, especialmente mesial, e terço médio-mesial, também em ambos os modelos e carregamentos. Esse fato indicaria uma rotação do dente para distal, argumentado nos estudos de Kito, Suetsugu e Murakami (1977) e Thresher e Sato (1973).

Em seqüência à análise do osso esponjoso, para TC na região do dente suporte, os valores máximos atingidos em cada região foram maiores em MB, em comparação a MA, tanto em C1 quanto em C2. Para TT, os valores máximos, nas principais regiões (D e E), foram maiores em MB, nos dois carregamentos. Na região mésio-cervical (região A) ao dente suporte (local onde ocorreram tensões de tração importantes), a intensidade das tensões foi semelhante no C1MA e C1MB, ocorrendo o mesmo no C2MA e C2MB. Os valores obtidos indicam que o rebordo residual descendente-distal (MB) gerou mais torque no dente suporte para distal, em relação ao rebordo residual ascendente-distal (MA), o que vai ao encontro das afirmações de Elbrecht (1943), Todescan, Silva e Silva (1996) e Zanetti e Laganá (1996).

A fim de verificar a influência da área onde está ocorrendo a mastigação, na distribuição das tensões, no presente estudo, uma carga foi aplicada mais próxima ao dente suporte (C2) e uma carga distante ao mesmo (C1), assim como nos trabalhos de Craig e Farah (1978), Farah, MacGregor e Miller (1979), Laganá (1996), Liao e Chen (1990), Lucas (2003) e Mathias (1996) sendo estas aplicadas de forma axial como no estudo de Kawasaki et al. (2001). Averiguou-se que, quanto mais próxima do apoio a carga foi aplicada, mais axialmente foram transmitidas as tensões nas estruturas de suporte, conforme observado também nos estudos de O'Grady, Sheriff e Likeman (1996). O rebordo residual nessa condição é menos exigido, ao contrário do que ocorreu quando a carga esteve distante do dente suporte (C1) onde o rebordo foi bastante solicitado e as cargas no dente suporte foram menos axiais, quando comparadas a C2.

No osso cortical, as tensões de tração máximas em MA foram notadas na região de trígono retromolar, principalmente em C1, e nas regiões mesio-cervicais ao

dente suporte, seguidas do periápice, sendo em C2 mais expressivas. As TC máximas foram localizadas principalmente abaixo do 2^o pré-molar inferior (com resultados em que C2 foi maior que C1), e nas regiões disto-cervical, ápice distal e terço médio-distal do dente suporte, com valores em C2 maiores que em C1. No osso esponjoso de MA, as tensões de tração máximas apareceram na região de trígono, mais perceptíveis em C1, assim como no osso cortical. No dente suporte, as regiões mais atingidas foram ápice distal, terço mesio-cervical e terço médio-distal. As tensões de compressão máximas ocorreram na região entre 1^o e 2^o molares (C1) e região de 2^o pré-molar (C2), sendo C1 maior que C2. Na região do dente suporte, o periápice foi o mais requerido, seguido do terço disto-cervical e terço médio-mesial.

No osso cortical de MB, as TT máximas ocorreram também na região do trígono, especialmente em C1. No dente suporte, a concentração foi observada no terço mesio-cervical, seguida do periápice, sendo que C2 apresentou maiores tensões que em C1. As TC se concentraram em C1, na região de 2^o pré-molar inferior e trígono retromolar, e em C2, na região de 2^o pré-molar inferior. Ao redor do dente suporte, as TC máximas atingiram o terço disto-cervical, ápice mesial e distal e terço médio-distal, resultando em tensões maiores em C2 do que em C1. Por outro lado, as TT no osso esponjoso praticamente não ocorreram na região do rebordo residual, com exceção à região de 2^o pré-molar inferior, em C2. Na área do dente suporte, as TT se concentraram no ápice distal e terço mesio-cervical, em especial em C2. As TC no osso esponjoso atingiram a região de 2^o molar inferior em C1, seguido do 1^o molar e 2^o pré-molar. Em C2, a região foi do 2^o pré-molar. De outra forma, no dente suporte, a área mais solicitada foi o periápice, terço disto-cervical e médio-mesial.

As TT e TC dos dois modelos no osso esponjoso se apresentaram mais distribuídas que as mesmas no osso cortical, sendo os valores sobre o cortical maiores em relação ao osso esponjoso. Essa diferença de comportamento pode ser devida ao fato de que o osso cortical apresenta um módulo de elasticidade dez vezes maior que o do osso esponjoso, ou seja, dez vezes mais rígido, levando a uma concentração das tensões no cortical e uma maior distribuição no esponjoso.

. Os resultados do presente trabalho são concordantes com os estudos de Heknebi (1967) e Cecconi, Asgar e Dootz (1971), nos quais os autores afirmam que a inclinação do rebordo residual, no plano sagital, exerce influência na distribuição das tensões ao dente suporte, quando a carga é aplicada na extremidade livre, afetando segundo Feingold, Grant e Johnson (1984 e 1988) a magnitude e direção do movimento do dente suporte vizinho ao espaço protético

Os resultados obtidos por meio do MEF bidimensional fornecem mais embasamento de informações, no que diz respeito à distribuição das tensões e deformações, auxiliando na elaboração de um planejamento mais preciso. Porém, não se pode aplicar com total segurança na prática clínica, por existir uma série de fatores, variáveis biológicas e técnicas, relativas ao método, que devem ser consideradas. Pela pequena quantidade na literatura de estudos semelhantes ao presente trabalho, novas investigações sobre o mesmo tema devem ser realizadas, para validar e confirmar as conclusões desta análise, *in vitro* ou *in vivo*.

7 CONCLUSÕES

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

7.1 A inclinação do rebordo residual no plano sagital influenciou na distribuição e na intensidade das tensões das estruturas de suporte.

7.2 No osso cortical as tensões foram mais localizadas e de maior intensidade que no osso esponjoso.

7.3 A diferença de deformação entre fibromucosa e ligamento periodontal foi maior quando a carga foi aplicada no primeiro molar, de ambos os modelos, sendo a mais expressiva no rebordo ascendente distal.

7.4 As tensões de compressão foram maiores em intensidade e melhor distribuídas no osso esponjoso e no osso cortical, quando comparadas as tensões de tração.

7.5 O rebordo ascendente distal se mostrou mais favorável à distribuição das tensões nas estruturas de suporte quando comparado ao rebordo descendente distal.

7.6 Nos dois modelos a aplicação da carga no primeiro molar gerou um maior torque sobre o dente suporte para a distal do que quando aplicado no segundo pré-molar, principalmente no rebordo descendente distal.

7.7 As estruturas de suporte do rebordo residual foram mais solicitadas em C1 que em C2, em ambos os modelos, principalmente no rebordo ascendente distal.

7.8 No dente suporte as tensões nas estruturas de suporte foram mais axiais quando o carregamento ocorreu no segundo pré-molar inferior, em ambos os modelos.

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 [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Alves Filho A. CAE é competitividade. *Cadware.com.Br* 2001;18:24-9.

Alves Filho A. Elementos finitos: a base da tecnologia CAE. 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 orocervical. 5^a ed. Buenos Aires: El ateneu; 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.

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

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

Black G. Descriptive anatomy of the human teeth. 4^a ed. Philadelphia: White Manufacturing; 1897.

Boero E, Forbes WG. Considerations in design of removable prosthetic devices with no posterior abutments. *J Prosthet Dent* 1972;28(3):253-63.

Boll M. Mécanique e physique appliqué a l'art dentaire. Paris: J. B. Ballière; 1924.

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

Carlsson GE, Hedegård B, Koivumaa KK. Studies in partial dental prosthesis. II An investigation of mandibular partial dentures with double extension saddles. *Acta Odontol Scand* 1961;19(12):215-232.

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

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.

Chou TM, Eick JD, Moore DJ, Tira DE. Stereophotogrammetric analysis of abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J Prosthet Dent* 1991;66(3):343-9.

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

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. *Rev Fac Odontol Univ São 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.

Craig RG, Powers JM, Wataha JC. Materiais dentários – propriedades e manipulação. 7ª ed. São Paulo: Santos; 2002.

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

Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. The tooth-denture base bond: Stress analysis using the finite element method. Eur J Prosthodont Restorative Dent 1993;1(3):117-20. .

Darbar UR, Huggett R, Harrison A, Williams K. Finit element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. J Prosthet Dent 1995;74(6):591-4.

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

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

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

Fava P. Conceitos biomecânicos e aparelhos parciais móveis de Beat-Muller. In: Aldorvandi C. Prótese parcial móvel. Rio de Janeiro: Científica; 1956.

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.

Fisher DW, Caputo AA, Shillenburg Jr AT, Duncanson MG. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. *J Prosthet Dent* 1975;33(1):47-53.

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

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.

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

Henderson D, Steffel VL. Prótese parcial removível de McCracken. Trad. de Joel Médici. 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.

Ito 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, Özlan 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 [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1999.

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.

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.

Lascaia NT, Moussali NH. Periodontia clínica II – especialidades afins. 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 [Dissertação 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 extensio. *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.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysing stresses in dental structures. *J Dent Res* 1955;34(6):831-8.

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 [Dissertação 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.

Miller EL. An approach to removable partial denture design based on biomechanical principles. *J Dent Assoc South Afr* 1975;30(1):83-7.

Miranda ME. Estudo comparativo das tensões transmitidas à maxila por sobredentaduras implanto-suportadas e implanto-retidas mucos-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. Finit 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 finit 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.

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

O'Grady J, Sheriff M, Likeman A. A finite element method analysis of a mandibular canine as a denture abutment. Eur J Prosthodont Restorative 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 prothesis. J Prosthet Dent 1963;13(4):743-53.

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.

Pezzoli M, Rosseto 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.

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

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

Rees JS, Huggett R, Harrison A. Finit element analysis of the stress-concentrating effect of fraenal notches in complete dentures. *Int J Prosthodont* 1990;3(3):238-40.

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.

Roach FE. Principles and essentials of bar clasp partial dentures. *J Am Dent* 1930;17(1):124-38.

Rocha EP. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osteointegrado: 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. 6ª 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 [Dissertação de Mestrado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 1995.

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.

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

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

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

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.

Takayama Y, Yamada T, Araki O, Seki T, Kawasaki T. The dynamic behavior of a lower complete denture during unilateral loads: analysis using the finite element method. J Oral Rehabil 2001;28(11):1064-74.

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 [Dissertação 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, Sato 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.

Valentin I, Taïeb A, Benhaïm L, Franquin JC, Houri 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.

Weinmann JP, Sicher H. Bone and bones. Fundamental of bone biology. St. Louis: Mosby; 1947.

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.

White JT. Visualization of stress and strain related to removable partial denture abutments. J Prosthet Dent 1978;40(2):143-52.

Williams DF. Biocompatibility of clinical implant materials. Boca Raton: CRC Press; 1981.

Williams KR, Edmundson JT, Rees JS. Finite element stress analysis of restored teeth. Dent Mater 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. 2ª ed. São Paulo: Sarvier; 1996.

APÊNDICE

Tabelas de valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para rebordo residual e dente suporte

(Todos os valores de Mínima Principal são negativos.)

APÊNDICE A- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para rebordo residual do modelo A , carregamento 1

Rebordo Residual / Modelo A – Carregamento 1				
Estruturas	Regiões	Deformação (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²) *
Fibromucosa	G	0,020/0,080	0,000/0,014	0,080/0,040
	H	0,020/0,180	0,000/0,014	0,180/0,140
	I	0,020/0,200	0,000/0,014	0,200/0,160
	J	0,020/0,060	0,043/0,142	0,040/0,000
Osso cortical	G	0,002/0,002	0,000/0,093	0,605/0,242
	H	0,002/0,002	0,000/0,093	0,242/0,121
	I	0,002/0,002	0,000/0,093	0,242/0,121
	J	0,001/0,001	0,093/0,465	0,121/0,000
Osso esponjoso	G	0,001/0,002	0,000/0,012	0,118/0,059
	H	0,002/0,002	0,000/0,012	0,147/0,088
	I	0,002/0,002	0,000/0,012	0,206/0,147
	J	0,001/0,001	0,036/0,119	0,059/0,000

APÊNDICE B- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para rebordo residual do modelo A , carregamento 2

Rebordo Residual / Modelo A – Carregamento 2				
Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²) *
Fibromucosa	G	0,007/0,031	0,000/0,004	0,045/0,026
	H	0,007/0,063	0,000/0,004	0,064/0,051
	I	0,007/0,063	0,000/0,004	0,064/0,051
	J	0,007/0,019	0,012/0,038	0,013/0,000
Osso cortical	G	0,002/0,002	0,000/0,127	0,971/0,388
	H	0,001/0,001	0,000/0,253	0,194/0,000
	I	0,001/0,001	0,000/0,127	0,194/0,000
	J	0,000/0,001	0,000/0,253	0,194/0,000
Osso esponjoso	G	0,002/0,002	0,000/0,031	0,180/0,120
	H	0,001/0,001	0,000/0,016	0,120/0,000
	I	0,001/0,001	0,000/0,016	0,120/0,000
	J	0,000/0,001	0,016/0,047	0,060/0,000

APÊNDICE C- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para rebordo residual do modelo B , carregamento 1

Rebordo Residual / Modelo B – Carregamento 1

Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²)*
Fibromucosa	G	0,001/0,041	0,000/0,008	0,060/0,024
	H	0,014/0,094	0,000/0,008	0,108/0,072
	I	0,014/0,121	0,000/0,008	0,120/0,108
	J	0,014/0,134	0,008/0,081	0,096/0,000
Osso cortical	G	0,001/0,002	0,000/0,089	0,660/0,396
	H	0,001/0,001	0,000/0,089	0,264/0,000
	I	0,001/0,001	0,000/0,178	0,132/0,000
	J	0,002/0,002	0,000/0,089	0,396/0,132
Osso esponjoso	G	0,001/0,002	0,000/0,011	0,111/0,074
	H	0,001/0,001	0,000/0,011	0,111/0,074
	I	0,001/0,001	0,000/0,011	0,147/0,111
	J	0,002/0,002	0,000/0,011	0,111/0,037

APÊNDICE D- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para rebordo residual do modelo B , carregamento 2

Rebordo Residual / Modelo B – Carregamento 2				
Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²)*
Fibromucosa	G	0,004/0,027	0,000/0,002	0,028/0,012
	H	0,004/0,035	0,000/0,002	0,039/0,032
	I	0,004/0,038	0,000/0,002	0,039/0,036
	J	0,004/0,038	0,002/0,023	0,028/0,000
Osso cortical	G	0,002/0,002	0,000/0,133	0,857/0,514
	H	0,001/0,001	0,000/0,133	0,171/0,000
	I	0,000/0,001	0,000/0,133	0,171/0,000
	J	0,000/0,001	0,000/0,133	0,171/0,000
Osso esponjoso	G	0,001/0,002	0,000/0,052	0,188/0,064
	H	0,001/0,001	0,000/0,017	0,064/0,002
	I	0,000/0,001	0,000/0,017	0,064/0,002
	J	0,000/0,001	0,000/0,017	0,064/0,002

APÊNDICE E- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para dente suporte do modelo A , carregamento 1

Dente / Modelo A – Carregamento 1				
Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²)*
Fibromucosa	A	0,000/0,020	0,000/0,014	0,020/0,000
	F	0,000/0,060	0,000/0,014	0,040/0,000
Osso cortical	A	0,001/0,001	0,188/0,930	0,121/0,000
	B	0,001/0,001	0,000/0,279	0,242/0,000
	C	0,001/0,001	0,000/0,279	0,363/0,000
	D	0,001/0,001	0,000/0,093	0,847/0,242
	E	0,001/0,002	0,000/0,093	0,605/0,484
	F	0,002/0,002	0,000/0,186	1,211/0,000
Osso Esponjoso	A	0,000/0,001	0,059/0,119	0,029/0,000
	B	0,001/0,001	0,000/0,012	0,147/0,059
	C	0,001/0,001	0,000/0,036	0,295/0,118
	D	0,001/0,001	0,000/0,047	0,295/0,088
	E	0,001/0,001	0,024/0,036	0,118/0,059
	F	0,001/0,002	0,000/0,012	0,206/0,147
Ligamento Periodontal	A	0,001/0,002	0,059/0,295	0,048/0,000
	B	0,001/0,002	0,000/0,030	0,143/0,048
	C	0,001/0,002	0,000/0,030	0,238/0,095
	D	0,001/0,002	0,000/0,059	0,143/0,048
	E	0,002/0,002	0,000/0,089	0,095/0,000
	F	0,003/0,004	0,000/0,030	0,476/0,238

APÊNDICE F- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para dente suporte do modelo A , carregamento 2

Dente / Modelo A – Carregamento 2				
Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²)*
Fibromucosa	A	0,000/0,007	0,000/0,004	0,006/0,000
	F	0,007/0,019	0,000/0,004	0,019/0,000
Osso cortical	A	0,002/0,002	0,127/1,266	0,194/0,000
	B	0,002/0,002	0,000/0,253	0,583/0,000
	C	0,002/0,002	0,000/1,013	0,777/0,000
	D	0,002/0,002	0,000/1,013	1,360/0,000
	E	0,002/0,003	0,000/0,127	1,165/0,777
	F	0,003/0,003	0,000/0,380	1,942/0,000
Osso Esponjoso	A	0,002/0,002	0,031/0,124	0,060/0,000
	B	0,002/0,002	0,000/0,016	0,299/0,120
	C	0,002/0,002	0,031/0,109	0,599/0,240
	D	0,002/0,002	0,000/0,155	0,599/0,180
	E	0,002/0,003	0,109/0,140	0,240/0,120
	F	0,003/0,003	0,000/0,047	0,359/0,120
Ligamento Periodontal	A	0,002/0,003	0,074/0,370	0,088/0,000
	B	0,002/0,004	0,000/0,074	0,353/0,177
	C	0,002/0,004	0,000/0,074	0,530/0,265
	D	0,002/0,004	0,000/0,148	0,353/0,177
	E	0,003/0,005	0,111/0,185	0,177/0,088
	F	0,005/0,007	0,000/0,074	0,883/0,265

APÊNDICE G- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para dente suporte do modelo B , carregamento 1

Dente / Modelo B – Carregamento 1				
Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²)*
Fibromucosa	A	0,000/0,014	0,000/0,008	0,012/0,000
	F	0,000/0,014	0,000/0,008	0,024/0,000
Osso cortical	A	0,001/0,001	0,178/0,889	0,132/0,000
	B	0,001/0,001	0,000/0,178	0,264/0,000
	C	0,001/0,001	0,000/0,444	0,396/0,000
	D	0,001/0,001	0,000/0,444	0,924/0,000
	E	0,002/0,002	0,000/0,089	0,660/0,396
	F	0,002/0,002	0,000/0,267	1,319/0,000
Osso Esponjoso	A	0,001/0,001	0,065/0,108	0,037/0,000
	B	0,001/0,001	0,000/0,011	0,184/0,037
	C	0,001/0,001	0,000/0,037	0,396/0,184
	D	0,001/0,002	0,011/0,097	0,396/0,111
	E	0,002/0,002	0,054/0,075	0,147/0,074
	F	0,002/0,002	0,000/0,022	0,258/0,074
Ligamento Periodontal	A	0,001/0,002	0,055/0,273	0,056/0,000
	B	0,001/0,002	0,000/0,027	0,225/0,056
	C	0,001/0,002	0,000/0,027	0,338/0,169
	D	0,001/0,002	0,000/0,109	0,225/0,056
	E	0,002/0,003	0,054/0,164	0,113/0,056
	F	0,003/0,004	0,000/0,027	0,563/0,338

APÊNDICE H- valores relativos para deformação, tensão máxima principal e tensão mínima principal para dente suporte do modelo B , carregamento 2

Dente / Modelo B – Carregamento 2				
Estruturas	Regiões	Deslocamento (mm)	Máxima principal(N/mm ²)	Mínima principal(N/mm ²)*
Fibromucosa	A	0,000/0,004	0,000/0,002	0,004/0,000
	F	0,004/0,012	0,000/0,002	0,016/0,004
Osso cortical	A	0,002/0,002	0,133/1,328	0,171/0,000
	B	0,002/0,003	0,000/0,133	0,514/0,000
	C	0,002/0,002	0,000/1,062	0,857/0,000
	D	0,002/0,003	0,000/1,062	1,200/0,000
	E	0,003/0,003	0,000/0,133	1,029/0,686
	F	0,003/0,003	0,000/0,398	1,714/0,000
Osso Esponjoso	A	0,002/0,002	0,086/0,120	0,064/0,002
	B	0,002/0,002	0,000/0,017	0,311/0,126
	C	0,002/0,002	0,017/0,103	0,620/0,249
	D	0,002/0,003	0,017/0,172	0,620/0,188
	E	0,002/0,003	0,120/0,138	0,249/0,188
	F	0,003/0,003	0,017/0,069	0,373/0,126
Ligamento Periodontal	A	0,002/0,003	0,059/0,296	0,082/0,000
	B	0,002/0,004	0,000/0,059	0,326/0,163
	C	0,002/0,004	0,000/0,089	0,653/0,326
	D	0,002/0,004	0,000/0,118	0,408/0,163
	E	0,003/0,005	0,178/0,237	0,245/0,082
	F	0,004/0,007	0,000/0,059	0,816/0,490