

Fellippo Ramos Verri

**Avaliação do nível de inserção óssea do dente
suporte em prótese parcial removível mandibular
classe I associada a implante osseointegrado.
Análise pelo método dos elementos finitos.**

*Tese de **DOUTORADO** apresentada à Faculdade
de Odontologia de Araçatuba da Universidade
Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" –
UNESP, como parte dos requisitos para a
obtenção do título de **DOUTOR**.*

ORIENTADOR: Prof. Dr. Eduardo Pizza Pellizzer
CO-ORIENTADOR: Prof. Dr. João Antônio Pereira

ARAÇATUBA, 2006

Dedicatória

Aos meus pais, Eliane e Nevil;

Aos meus irmãos, Nevil e Renata;

À minha noiva, Ana Caroline.

Dedico este trabalho como forma de demonstrar minha gratidão a todos vocês, que me ajudaram a construir minha vida e me proporcionaram um objetivo para viver.

Agradecimentos especiais

Ao Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer, pela grande amizade e incentivo com que me apoiou durante esta longa jornada, nunca deixando que o foco principal desta fosse perdido, e sempre me proporcionando paz e tranqüilidade, através da sabedoria com que me ensinou a ser paciente, mesmo apesar dos dissabores e obstáculos da vida, meu muito obrigado;

Aos meus pais e meus irmãos, por entenderem minha ausência e continuarem sempre me apoiando, mesmo à distância, mesmo em silêncio, sempre com a esperança de que o tempo proporcionasse melhores momentos para o futuro, sempre com a certeza de um futuro mais presente, meu muito obrigado;

À minha noiva, Ana Caroline, que também soube entender minha ausência, participando das angústias de cada degrau superado, perdeu o sono para tentar auxiliar nos meus problemas, sempre na esperança de que esta fase pudesse dar início à outra fase e nova vida, apoiando-me muito durante todo o transcorrer deste ápice final de projeto, meu muito obrigado;

Ao Prof. Dr. João Antônio Pereira, engenheiro mecânico da Faculdade de Engenharia de Ilha Solteira, pelo constante apoio e colaboração na interpretação, modelamento e aquisição dos resultados, sempre me mostrando um exemplo de seriedade e dedicação a ser seguido, nunca se indispondo a resolver qualquer necessidade que por ventura ocorreu durante todo este longo trabalho e pela possibilidade de fazer que um “conhecido” do passado passasse a ocupar um espaço maior dentro de minhas boas lembranças, meu muito obrigado;

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na figura de seu diretor, Prof. Dr. Paulo Botacin, pelo incentivo e possibilidade de crescimento na carreira docente;

Ao Chefe do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Prof. Dr. Paulo Renato Junqueira Zuim, pela compreensão e apoio neste momento da minha vida acadêmica;

Particularmente, aos professores da Banca Examinadora, Dr. Humberto Gennari Filho e Marcelo Coelho Goiato, que me acompanharam desde a graduação, mostrando-me exemplos de vida a serem seguidos; Dra. Dalva Cruz Laganá, pela honra de sua presença nesta data tão marcante de minha vida, mesmo com todos os seus afazeres relegados nesta data; Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti, a quem tive o prazer de conhecer durante o congresso mais marcante de minha vida e hoje auxilia no julgamento de um projeto de concretização profissional que transcorre há três anos;

Aos doutorandos José Vítor Quinelli Mazaro e Eduardo Vedovatto, pela convivência e amizade nestes anos de Pós-Graduação e, principalmente, pela integridade, enquanto seres humanos que cada um de vocês representa;

Ao professor Jean Paulo Rodolfo Ferreira, das Faculdades Adamantinenses Integradas, que soube entender e sempre me auxiliar nas minhas horas de ausência, com toda sua disposição;

Aos amigos e amigas do doutorado, Ricardo Shibayama, Karina Helga Túrcio, Aimée Maria Guiotti e Liliana Vicente Melo Lucas, pelo acompanhamento constante e também pela participação de angústia que o dia-a-dia nos proporcionou, mas também glorificaram com a finalização deste e dos próprios projetos de doutorado;

Aos colegas e funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP, pela amizade e consideração;

Aos técnicos de laboratório do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Eduardo Rodrigues Cobo, Carlos Alberto Gonçalves, Jander de Carvalho Inácio, Ana Marcelina, José Baleeiro, Sergio Augusto, Rose, Marcão e às secretarias Ana Lucia Francisquine Damasceno e Maria Lucia Bordan por serem sempre prestativos e estarem sempre dispostos a auxiliar;

Às bibliotecárias da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, sempre atenciosas e prestativas, ao nos auxiliarem nesses anos de vida acadêmica;

À minha mãe, Eliane, pela revisão de língua portuguesa deste estudo, engrandecendo a apresentação deste trabalho;

A todas as pessoas que, direta ou indiretamente, auxiliaram-me na realização deste trabalho.

Epígrafe

"Trate as pessoas da forma como elas devem ser e ajude-as a se tornarem o que elas são capazes de ser".

GOETHE

Resumo

VERRI, F.R. **Avaliação do nível de inserção óssea do dente suporte em prótese parcial removível mandibular classe I associada a implante osseointegrado. Análise pelo método dos elementos finitos.** Araçatuba, 2006. 123 f. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

A colocação de PPR de extremidade livre no arco inferior é uma das mais complexas dentro da área protética. A associação desta com implantes na região distal tem melhorado biomecanicamente seu funcionamento. Porém, existem poucos estudos a respeito desta associação levando em consideração o nível de inserção óssea do dente suporte. Assim, o objetivo desta pesquisa foi avaliar, por meio do método dos elementos finitos bidimensional, a distribuição de tensão nas estruturas de suporte de uma PPREL, associada a um implante osseointegrado de 10,0 x 3,75 mm (Sistema Branemark), próximo ao dente suporte, com diferentes níveis de inserção óssea (íntegro e 1/2 da raiz) e com diferentes tipos de conexão entre a PPR e o dente suporte (apoio incisal e placa distal). Para o estudo, foram confeccionados 8 modelos mandibulares, de extremo livre, com a presença apenas do dente 33, sendo: MA - PPREL convencional, apoio incisal distal, inserção íntegra; MB – idem ao MA, mas utilizando placa distal; MC – idem ao MA, com implante de 3,75 x 10,0 mm e sistema ERA associado; MD – idem ao MC, mas utilizando placa distal; ME – idem ao MA, mas com perda de inserção de 1/2 da raiz; MF – idem ao MB, mas com perda de inserção de 1/2 da raiz; MG – idem ao MC, mas com perda de inserção de 1/2 da raiz; MH – idem ao MD, mas com perda de inserção de 1/2 da

raiz. Com o auxílio do programa ANSYS 9.0, os modelos foram carregados com forças verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. Os resultados foram obtidos pelos mapas de deslocamento e de tensão de von Mises e mostraram que o implante favorece a associação da forma descrita, que a placa possibilita um maior alívio e menor deslocamento do dente suporte, e que a perda do periodonto de suporte prejudica o prognóstico da prótese. Pela metodologia proposta, foi possível concluir que: a introdução de um implante, com sistema ERA-Sterngold de retenção da forma descrita, diminuiu a tendência ao deslocamento do dente suporte e estruturas subjacentes nos modelos analisados; a introdução de placa distal como sistema de conexão entre a PPR e o dente suporte, diminuiu a tendência à movimentação do dente suporte nas situações testadas; a diminuição do periodonto de sustentação do dente suporte não influenciou de forma significativa a tendência ao deslocamento em nenhum modelo analisado; a introdução de um implante, com sistema ERA-Sterngold de retenção da forma descrita, diminuiu as concentrações de tensão nas estruturas de suporte, independente do tipo de conexão entre a PPR e o dente suporte e do grau de reabsorção do osso; a introdução de placa distal, como sistema de conexão entre a PPR e o dente suporte, diminuiu as tensões observadas no dente suporte, osso cortical e esponjoso, porém sobrecarregou ligeiramente a fibromucosa; a diminuição do periodonto de sustentação aumentou a concentração de tensão próximo ao ápice do dente suporte nos modelos com apoio incisal, porém, com o uso da placa, o ápice do dente suporte não sofreu sobrecarga.

PALAVRAS-CHAVE: Biomecânica; Análise de Elemento Finito; Prótese Parcial Removível; Implante Dentário; Análise do Estresse Dentário; Inserção Periodontal.

Abstract

VERRI, F.R. **Evaluation of periodontal insertion of support tooth in mandibular class I removable partial denture associated with osseointegrated implant. Study by finite element analysis.** Araçatuba, 2006. 123 f. Tese de Doutorado. Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

The rehabilitation with distal extension RPDA is very complex in the prosthetic area and the association with implants had improving its work biomechanical. However, there is little studies about this type of association and no study about the lost of insertion was encountered by FEA. So, the aim of this study was to evaluate, by FEA 2-D, the tension distribution in support structures of a DERPDA associated with a osseointegrated implant of 10,0 x 3,75 mm (Branemark System), near to support tooth, with different levels of bone insertion (no lost and 1/2 of root) and with different type of connection between the DERPDA and de support tooth (incisal rest and distal plate). For the study, 8 distal extension mandibular models were made, with the presence of tooth 33, presenting: MA – conventional DERPDA, incisal rest, no bone lost; MB – like MA, but with distal plate; MC – like MA, but with implanto of 3,75 x 10,0 mm and ERA system associated; MD – like MC, but with distal plate; ME – like MA, but with bone lost of 1/2 of root; MF – like MB, but with bone lost of 1/2 of root; MG – like MC, but with bone lost of 1/2 of root; MH – like MD, but with bone lost of 1/2 of root. By mean of program of FEA ANSYS 9.0, the models were carried with axial forces of 50 N in each cusp tip. The results were obtained by dislodgement maps and von Mises tension maps and shown that the implant was benefit to association by the study, and the plate decreased the tension

and the dislodgement of the support tooth, and the bone lost was prejudicial to prognostic of this type of prosthesis. By this methodology, was possible to conclude that: the introduction of an osseointegrated implant with ERA system used like this study decrease the dislodgement of above structures in all models; the introduction of the distal plate to connection between the DERP and the support tooth decrease the movement of support tooth in all situations; the bone lost around support tooth not influenced significantly the dislodgement in the models analyzed; the introduction of an osseointegrated implant with the ERA system decreased the tension in the support structures, and not depend of connection system or bone lost quantity; the introduction of a distal plate with connection system between DERP and the support tooth decrease the tension observed in the support tooth, cortical bone and medular bone, but, increase the tension in the fibromucous; the bone lost overload the apex of support tooth in the models with distal rest associated, but the use of distal plate the support tooth not was overloaded.

KEY-WORDS: Biomechanics; Finite Element Analysis; Removable Partial Denture; Dental Implant; Dental Stress Analysis; Periodontal insertion.

Lista de Figuras

Figura 1	- Modelo A (Sem perda óssea / apoio incisal distal / sem implante) ...	66
Figura 2	- Modelo B (Sem perda óssea / placa distal / sem implante)	66
Figura 3	- Modelo C (Sem perda óssea / apoio incisal distal / com implante) ...	66
Figura 4	- Modelo D (Sem perda óssea / placa distal / com implante)	66
Figura 5	- Modelo E (Com perda óssea / apoio incisal distal / sem implante) ...	67
Figura 6	- Modelo F (Com perda óssea / placa distal / sem implante)	67
Figura 7	- Modelo G (Com perda óssea / apoio incisal distal / com implante) ...	67
Figura 8	- Modelo H (Com perda óssea / placa distal / com implante)	67
Figura 9	- Máquina recortadora metalográfica	68
Figura 10	- Detalhe da superfície de corte	68
Figura 11	- Secção do bloco de resina	68
Figura 12	- Sistema ERA-Sterngold + implante modelado em AutoCAD 2000 ...	68
Figura 13	- Modelo C após a geração da malha de elementos finitos	70
Figura 14	- Esquema das restrições e aplicação de forças no modelo C	72
Figura 15	- Mapa de deslocamento do modelo A	75
Figura 16	- Mapa de deslocamento do modelo B	76
Figura 17	- Mapa de deslocamento do modelo C	76
Figura 18	- Mapa de deslocamento do modelo D	76
Figura 19	- Mapa de deslocamento do modelo E	76
Figura 20	- Mapa de deslocamento do modelo F	77
Figura 21	- Mapa de deslocamento do modelo G	77
Figura 22	- Mapa de deslocamento do modelo H	77
Figura 23	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo A	80
Figura 24	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo B	80

Figura 25	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo C	80
Figura 26	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo D	80
Figura 27	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo E	80
Figura 28	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo F	81
Figura 29	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo G	81
Figura 30	- Mapa de tensão do osso cortical do modelo H	81
Figura 31	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo A	82
Figura 32	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo B	82
Figura 33	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo C	82
Figura 34	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo D	82
Figura 35	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo E	83
Figura 36	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo F	83
Figura 37	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo G	83
Figura 38	- Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo H	84
Figura 39	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo A	84
Figura 40	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo B	84
Figura 41	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo C	85
Figura 42	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo D	85
Figura 43	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo E	85
Figura 44	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo F	85
Figura 45	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo G	85
Figura 46	- Mapa de tensão da fibromucosa do modelo H	86
Figura 47	- Mapa de tensão do ligamento do modelo A	86
Figura 48	- Mapa de tensão do ligamento do modelo B	87
Figura 49	- Mapa de tensão do ligamento do modelo C	87

Figura 50	- Mapa de tensão do ligamento do modelo D	87
Figura 51	- Mapa de tensão do ligamento do modelo E	87
Figura 52	- Mapa de tensão do ligamento do modelo F	87
Figura 53	- Mapa de tensão do ligamento do modelo G	88
Figura 54	- Mapa de tensão do ligamento do modelo H	88
Figura 55	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo A	89
Figura 56	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo B	89
Figura 57	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo C	89
Figura 58	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo D	89
Figura 59	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo E	89
Figura 60	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo F	90
Figura 61	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo G	90
Figura 62	- Mapa de tensão do dente suporte do modelo H	91
Figura 63	- Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo C	91
Figura 64	- Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo D	91
Figura 65	- Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo G	92
Figura 66	- Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo H	92
Figura 67	- Mapa de tensão do implante do modelo C	93
Figura 68	- Mapa de tensão do implante do modelo D	93
Figura 69	- Mapa de tensão do implante do modelo G	93
Figura 70	- Mapa de tensão do implante do modelo H	93

Lista de Quadros

Quadro 1	-	Dimensões do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional	63
Quadro 2	-	Dimensões do dente natural 33 e coroas dos dentes 34 a 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún & Guarino (1989)	64
Quadro 3	-	Especificações dos modelos utilizados neste estudo	65
Quadro 4	-	Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos ..	70

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores máximo e mínimo de deslocamento (mm) e de tensões de von Mises (MPa) nas estruturas envolvidas neste estudo	74
--	----

Lista de Abreviaturas

PPF	-	Prótese Parcial Fixa
PPR	-	Prótese Parcial Removível
PPREL	-	Prótese Parcial Removível de Extremidade Livre
MEF	-	Método dos Elementos Finitos
mm	-	Milímetros
MPa	-	Megapascal
GPa	-	Gigapascal
RPI	-	“Rest Plate I”
N	-	Newton
kg	-	Quilograma
RPD	-	Removable Partial Denture
DERPD	-	Distal Extension Removable Partial Denture
RPA	-	“Rest Plate Akers”

Sumário

1. Introdução	18
2. Revista da Literatura	21
3. Proposição	61
4. Material e método	62
5. Resultado	73
6. Discussão	94
7. Conclusão	105
Referências bibliográficas	106
<i>Anexo</i>	111

1. Introdução

Os implantes osseointegrados já fazem parte do arsenal odontológico como opção de tratamento cirúrgico-protético, o que provocou grandes mudanças no planejamento e recomposição de arcos parcial ou totalmente desdentados. Classicamente, para uma extremidade livre inferior, indica-se como melhor opção para repor os dentes perdidos a PPF implanto-suportada e, sendo possível, com um implante para cada dente ausente. Muitos pacientes não possuem tecido ósseo suficiente, seja por reabsorção acentuada ou uso prolongado de PPRs mal adaptadas. Assim, cirurgias de enxerto ósseo ou lateralização do nervo mandibular podem ser viabilizadas para a colocação de implantes nessa região, pois evita-se a colocação da PPR convencional. Porém, isso nem sempre é possível, pois muitas vezes o paciente não quer se submeter a uma cirurgia mais invasiva ou não possui recursos para tanto. (PELLIZZER & VERRI, 1996)

Existem, entretanto, opções ou alternativas realizadas clinicamente, e também propostas na literatura, de se instalar um implante apenas, em região que apresente tecido ósseo suficiente, para agir como suporte de uma PPR convencional associada, inclusive, a um dispositivo de retenção. Esta solução, do ponto de vista mecânico, modifica o comportamento protético de uma Classe I de Kennedy para uma Classe III, gerando benefícios ao paciente. Os benefícios possíveis, descritos por Keltjens et al. (1993), seriam: prevenir a reabsorção óssea sob a base de resina, promover retenção adicional, reduzir as tensões no dente suporte, reduzir o número de retentores extracoronários e promover conforto ao paciente. Além disso, Pellizzer (2006) ainda afirma que uma associação deste tipo poderia aumentar a eficiência mastigatória e eliminar o grampo, tornando-a mais estética.

Existem na literatura poucos trabalhos a respeito desta associação, sendo a maioria abordagens clínicas (BATTISTUZZI et al., 1992; GANZ, 1991; GEORGE, 1992; GIFFIN, 1996; JANG et al., 1998; PELLECCCHIA et al., 2000; PINKERTON & GARGIULO, 1994). As indicações clínicas desta associação prótese/implante vêm aumentando e se tornando cada vez mais rotineiras, o que está gerando grande interesse por parte dos pesquisadores em estudar o seu comportamento biomecânico para melhor ser interpretado o seu funcionamento. Entre esses, pode-se citar pesquisas como a de Lacerda (1999), que, por meio do método do elemento finito bidimensional, avaliou a associação da PPR com sistema de encaixe apoiado sobre implante na região distal. Outros pesquisadores, como Mathias (2001), Rocha (2001), Lucas (2003), Verri (2003), Cunha (2004), Santos (2005), Archangelo (2005), Martin Júnior (2005), Verri et al. (2006) e Pellizzer (2006), também investigaram esta associação. Baseado nesses trabalhos, pode-se afirmar com segurança que a associação é viável de ser indicada e executada, representando uma alternativa, sendo que novos trabalhos são adicionados à literatura a cada ano que passa.

Um dos fatores considerados é o nível de inserção óssea, que foi tema de alguns trabalhos, como o de Itoh et al. (1998), que investigaram, por meio de fotoelasticidade, a influência do suporte periodontal em modelos com PPR de extremidade livre utilizando grampo à barra I, concluindo que, quanto maior o defeito ósseo, maiores são os níveis de tensão experimentados pelo dente suporte. Empregando a mesma metodologia, Kratochvil et al. (1981) investigaram o efeito de sistemas de encaixe em casos de extremidade livre, e concluíram que estes, em retentores únicos, geram uma distribuição de forças que tende à indução de forças distais desfavoráveis para o dente suporte. Dessa forma, acredita-se que o nível de inserção óssea pode interferir no comportamento biomecânico de PPRs de

extremidade livre, associadas a implantes osseointegrados, pelo fato de ser considerado como fator de risco para a reabilitação convencional com PPR. (KAPUR et al., 1994)

Outro fator possível de influenciar no comportamento da associação prótese/implante é a utilização de placa distal como meio de conexão entre a PPR e o dente suporte. Esta variável só foi estudada por Verri et al. (2006) e, de acordo com o autor, os resultados indicam boa aceitação em situações específicas, sendo melhor inclusive do que o uso de apoio distal. A associação da PPR de extremidade livre com placa distal já foi utilizada clinicamente por Pellizzer & Verri (2006), que consideraram ser esta uma boa opção de tratamento para reabilitações com implantes próximos ao dente suporte. Cunha (2004), também pelo MEF, constatou que, utilizando a placa, a melhor localização do implante foi próxima ao dente suporte, o que veio de encontro ao descrito por Pellizzer & Verri (2006). Porém, em nenhum destes estudos, a quantidade de suporte ósseo foi levada em conta.

Dessa forma, o objetivo desse trabalho será avaliar a influência do nível de inserção óssea do dente suporte, bem como o meio de conexão entre o dente suporte e a PPR de extremidade livre, por meio do método dos elementos finitos bidimensionais.

2. Revista da literatura

Em 1963, Kratochvil verificou a influência da posição do apoio oclusal, do desenho e posição dos grampos em PPR de extremidade livre. Foram observados: efeito e posição do apoio oclusal e sua relação com os tecidos de sustentação, influência do desenho e localização do grampo e aspecto do dente suporte e da mucosa na região de sua união. Dentre as conclusões, relevantes para este trabalho, destacam-se: a) a localização do apoio é mais favorável quando na mesial do dente suporte, e não na distal; b) o grampo por ação de ponta em forma de “i” é o mais favorável – pois altera menos o perfil do dente e permite um fluxo alimentar normal, estimulando ainda a gengiva – além de não exercer forças ou torques adversos sobre o dente suporte; c) para a região da união disto-gengival, preconiza a instalação de uma placa metálica que deve contactar-se com toda a superfície distal do dente suporte, cobrindo e protegendo de 1 a 2 mm os tecidos gengivais desta região e, conseqüentemente, mantendo-a saudável.

Em 1966, Nairn estudou a influência das forças atuantes pelo deslocamento da PPR, analisando os fatores responsáveis em evitar o seu desajuste. O autor preconiza a necessidade de planos-guia para a determinação de um eixo único de inserção, o qual, auxiliado por retentores indiretos, torna os grampos mais efetivos e a PPR mais estável. Outro fator é a inclinação para anterior do modelo no delineador, determinando um equador protético mais baixo, e isto tornou mais efetiva a ação de um grampo com ponta por mesial. Como forma de redução do movimento de torque dental, deve-se cobrir ao máximo possível a área chapeável e empregar uma técnica compressiva, reduzir a superfície oclusal dos dentes artificiais e realizar reembasamento periódico das bases da PPR de extremidade livre. Outro fator a ser

considerado é uso de sistema de rompe-força, com a finalidade de diminuir os efeitos prejudiciais da movimentação da base em relação às estruturas de suporte, o que preserva o dente suporte em detrimento do rebordo. Outros fatores, segundo o autor, devem ser citados: a utilização de barras linguais, a rigidez da liga empregada, grampos contínuos, braços rígidos de oposição, extensões rígidas proximais dos grampos e conectores menores.

Em 1972, Boero e Forbes discutiram o desenho de PPREL, através de uma revisão bibliográfica, e afirmam que um entendimento de biomecânica básica é muito útil para auxiliar a resolução de problemas na reposição de dentes perdidos. Citam que as forças aplicadas sobre as estruturas de suporte deveriam ser distribuídas por todos os pontos, para que o deslocamento tecidual fosse uniforme, sendo preferível a força sempre vertical. E ainda, a localização dos apoios, os tipos de grampos e oclusão interferem no funcionamento de uma prótese, sendo necessário um conector maior rígido para melhorar a distribuição de forças, além de um cuidadoso exame clínico e radiográfico antes da indicação precisa de um grampo. Afirmam que, apesar da estética ser uma das primeiras considerações para PPR, quando dentes comprometidos periodontalmente são utilizados, esta pode ser sacrificada para que haja suporte mecânico para a prótese. Concluem em sua revisão que, para tratar com sucesso um paciente com uma PPREL, o dentista deve ter, na íntegra, um entendimento das forças aplicadas neste tipo de prótese e também dos melhores métodos para controlá-las.

Thompson et al. (1977) compararam forças transmitidas sobre estruturas de suporte e dentes suporte em uma PPREL variando o desenho dos grampos em 7 configurações, através do método da fotoelasticidade. Confeccionaram um modelo mandibular, de primeiro a primeiro pré-molares, com

individualização do ligamento periodontal e mucosa do rebordo, testando uma força estritamente vertical de 300 N. Os resultados indicaram que o descanso mesial com grampo em barra I é preferível por causar menos contato dentário, grande aceitação estética e menos interferência com os contornos dos dentes naturais. Afirma também que forças laterais poderiam resultar em diferentes modelos de estresse. Por esta metodologia, concluíram que o grampo em barra I ou com um fio ortodôntico vestibular, com descanso mesial, exibiram distribuição de forças mais favoráveis, que grampos com descanso distal tendem a mover a coroa clínica distalmente e a raiz mesialmente, resultando em forças horizontais no osso, e que grampos circunferenciais, com descanso distal, desenvolveram as maiores forças horizontais nas estruturas de suporte.

Em 1978, Craig & Farah analisaram a distribuição de estresse nos dentes suporte e estruturas de suporte de uma PPREL, submetida a diferentes esquemas de forças, através do MEF bidimensional. O modelo incluía um segundo pré-molar, PPREL com descanso distal, osso adjacente ao segundo pré-molar e parte do osso basal mandibular. As forças aplicadas foram de 222 N, de forma concentrada na região do segundo molar; distribuída na região do primeiro e segundo molares e concentrada no descanso oclusal e crista marginal distal do segundo pré-molar. Os resultados indicaram que, apesar de todas as aplicações mostrarem concentração de tensões na região do ápice dental, a terceira situação gerou um estresse muito baixo no rebordo residual, diferentemente das duas anteriores, onde a distribuição de estresse apresentou-se distalmente ao dente suporte. Além disso, quanto mais espessa a mucosa, maiores foram os momentos de força. Assim, sugerem que, para minimizar os momentos de força, um grampo

em barra I deve ser utilizado, em conjunto com uma boa adaptação da base sobre o rebordo, sobre mucosa saudável, firme e uniforme.

Em 1982, Kratochvil et al. tentaram estabelecer um método prático, clínico e radiográfico de se avaliar resultados de tratamentos com PPR, com finalidade de estabelecer valores referenciais de resultados possíveis de serem utilizados por outros pesquisadores. Foi realizado um estudo multicêntrico, com diferentes procedimentos, filosofias e desenhos realizados, sendo selecionados 150 pacientes, aleatoriamente, 50 de cada faculdade. Após a instalação da PPR, os pacientes foram avaliados por um período de 1 a 5 anos, tempo no qual foram analisados: história do paciente e informações básicas, informações sobre a prótese, avaliação gengival, mobilidade dentária, quantidade de osso suporte do dente (% do dente dentro do osso + radiografia panorâmica, o que possibilitou a diminuição das diferenças entre as tomadas radiográficas); cárie dentária; cuidados orais (índice de placa) e dentes extraídos. Os resultados mostraram que houve um aumento da mobilidade dental dos dentes suportes da mandíbula, quando comparados com a da maxila; o índice de cárie foi maior nos dentes suporte do que nos dentes remanescentes. Nos cuidados orais, observou-se que 62,4% das superfícies de todos os dentes apresentavam acúmulo de placa após o período de observação. Foi necessária a extração de 11 dentes (1,78%) do total de 616 dentes suportes; e, finalmente, dos 150 pacientes selecionados, só foi possível observar o comportamento das PPRs em 137 pacientes, totalizando 203 peças instaladas.

Em 1984, Monteith discutiu alguns aspectos relacionados à PPREL, destacando o movimento rotacional clássico deste tipo de aparelho. Ressaltou correntes teóricas da época que buscavam limitar este tipo de movimento, como a da base protética flexível (representada por desenhos com rompe-forças), da base

protética “flutuante” (representada por desenhos onde o apoio da PPR só tocava o fundo do preparo quando da aplicação de forças mastigatórias), do conceito mucofuncional (representado por técnicas de moldagem funcional) e, talvez, o mais interessante para a época: a introdução dos implantes endósseos numa tentativa de reconstruir as áreas desdentadas. O autor acredita que apenas a moldagem funcional pode resultar numa prótese com aplicação simultânea de força a todas as regiões do rebordo desdentado, e ainda afirma que a utilização de implantes poderia originar um suporte aceitável e uniforme sobre o rebordo, eliminando a confecção de uma PPR. Porém, ressalta que, apesar de promissora, ainda era pouco previsível a durabilidade de um sistema desta forma, uma vez que poucos estudos, a longo prazo e controlados, existiam.

Em 1985, Argerakis afirmou que a confecção da PPR deve levar em consideração princípios biomecânicos com a finalidade de restaurar função e preservar os tecidos remanescentes. O autor afirma também que, clinicamente, é de suma importância a quantidade e qualidade do tecido ósseo do rebordo alveolar residual, bem como o número, a localização e a condição periodontal dos dentes remanescentes, além da relação intermaxilar e a condição da dentição do arco oposto. Acrescenta, ainda, a importância da confecção de apoios, de conectores maiores rígidos, com a finalidade de controlar o movimento de rotação da prótese.

Em 1988, Cardoso et al. afirmou que é necessário seguir algumas orientações, como redução do número de dentes artificiais, bases mais extensas possível, reembasamentos periódicos, redução da superfície oclusal, oclusão balanceada, diminuir a altura de cúspide e usar a técnica do modelo alterado, para um correto funcionamento da PPR. Realizaram um estudo fotoelástico, onde foram confeccionados 10 corpos de prova, simulando o arco inferior, classe II de Kennedy,

que receberam PPR para a reposição do primeiro molar, do primeiro e do segundo pré-molares direitos, sob aplicação de carga de três formas diferentes: força uniformemente distribuída, força concentrada nos dentes artificiais e força concentrada no último dente artificial. A extensão da sela protética também foi testada. Por esta metodologia, os autores concluíram que uma PPR de extremidade livre com apenas o segundo pré-molar artificial montado torna-se insuficiente para distribuir as forças mastigatórias e que a presença do segundo molar aumentaria em demasia o braço de potência, provocando uma sobrecarga no rebordo e dentes pilares. O ideal, em termos de distribuição equilibrada de forças mastigatórias, seria a presença de até o primeiro molar e de selas com maior recobrimento possível da área chapeável do rebordo alveolar.

Em 1988, Diwan & Fahmi compararam os passos laboratoriais e a aplicação clínica da técnica do modelo alterado com vazamento único de gesso com a técnica tradicional. Neste estudo, mediram o deslocamento da mucosa em três pontos distantes, localizados arbitrariamente na crista dos modelos obtidos pela utilização das duas técnicas. Constataram que as distâncias entre o rebordo e a estrutura metálica são as mesmas entre as técnicas. Porém, como a técnica simplificada diminui o tempo e esforço laboratorial, sem o uso da pressão digital, concluíram que a técnica simplificada reduz o número dos complicados procedimentos laboratoriais da técnica tradicional, originando um modelo mestre com simples vazamento, registrando o rebordo desdentado em sua forma funcional e os dentes remanescentes em sua forma anatômica.

Em 1988, Pezzoli et al. estudaram a retenção e o estresse de magnetos, colocados vertical e simultaneamente, como plano guia e mecanismo de retenção em PPREL através do método fotoelástico. Foi criado um modelo

mandibular, de primeiro a primeiro pré-molar, com preparos nos pré-molares para receber coroa fundida em liga magnetizável e descanso mesial com plano guia distal. Na estrutura da PPR, confeccionaram planos guias e espaçamento suficientes para fixação dos magnetos de retenção. A aplicação de cargas foi de 180 N em diversas direções. Teste de tração também foi feito através de ganchos, com o intuito de avaliar a retenção da prótese. Os resultados levaram os autores a afirmar que, apesar da maior retenção ser obtida com colocação horizontal dos magnetos, a quantidade de retenção requerida deveria ser a menor possível, para que mantivesse a prótese em posição e não transmitisse muito estresse para o dente suporte. Como neste estudo, esse faz parte do plano guia, permite movimentação da estrutura metálica sem transmitir muito torque ao dente suporte, o que seria favorável para um periodonto comprometido. Um caso clínico foi tratado de acordo com este estudo e, ao final do tratamento, o paciente relatou que a PPR funcionou bem e tinha boa retenção. Dessa forma, concluíram que, apesar da menor capacidade de retenção dos magnetos colocados verticalmente, os níveis de retenção foram comparáveis com os grampos em barra em I, além de distribuírem menos força que estes grampos aos tecidos de suporte.

Em 1989, Bergman & Ericson avaliaram o comportamento do periodonto de pacientes portadores de PPR em 34 pacientes (18 homens e 16 mulheres), por um período de 3 anos, portadores na maioria (92%) de classe I de Kennedy. Foram observados os índices de higiene oral, de inflamação gengival, de profundidade de bolsa e de mobilidade dentária. De 208 dentes, inicialmente, apenas 5 foram extraídos com prognóstico periodontal duvidoso neste período. Os pacientes foram orientados para fazerem reavaliações pelo menos uma vez por ano. Apenas 14 pacientes seguiram as orientações e os autores chegaram à conclusão

de que, com cuidadoso plano de tratamento protético, cuidados com a higiene e adequado esquema de retorno, nenhum dano será observado nos tecidos periodontais.

Morikawa et al. (1989) estudaram e registraram o movimento dinâmico tridimensional do dente suporte em PPREL unilateral inferior, pelo método da kinesiografia MKG, testando três tipos de grampos (Akers, RPI e RPA). Confeccionaram um modelo de primeiro a primeiro pré-molar com espaçamento de 0,5 mm entre o canino e o primeiro pré-molar para detectar o movimento mesial do dente suporte. As forças aplicadas foram de 50 N. Os resultados indicaram que os grampos de Akers e RPA apresentam tendência de deslocamento distal no movimento, com marcada inclinação disto-vestibular, e o grampo RPI apresenta predominância de movimentação mesial. Apesar do grampo RPA ser uma modificação do RPI com o intuito de melhorá-lo, os resultados indicaram que o seu comportamento está mais próximo do grampo Akers, o qual é tido como causador de movimentos desfavoráveis ao dente suporte. Afirmaram que, como em uma situação real a movimentação mesial é dissipada pelos pontos de contato interproximais anteriores ao dente suporte, o grampo RPI é preferível sobre os outros dois desenhos. Ainda afirmaram que, em movimentação distal, quando a força é potente, o grampo RPI é capaz de “saltar” de sua posição e não sobrecarregar o suporte, podendo auxiliar na proteção dos tecidos periodontais. Por esta metodologia, concluíram que o dente foi inclinado, principalmente, por deslocamento da prótese sobre o rebordo alveolar e por ação de alavanca ao redor da prótese, e que o grampo RPI é preferível para proteger os tecidos periodontais de danos associados a grande movimentação dentária, uma vez que a inclinação induzida ao suporte é menor na direção distal.

Em 1991, Ben-Ur et al. discutiram o movimento rotacional da PPREL mandibular, dividindo-o em: 1. rotação ao redor da linha de fulcro criada pelos dois descansos oclusais principais, gerado por alimentos pegajosos; 2. rotação ao redor do eixo longitudinal ao longo da crista do rebordo; 3. rotação ao redor do eixo perpendicular imaginário próximo ao centro do arco; 4. ou uma combinação de movimentos. Ressaltaram a necessidade de reembasamento periódico, uma vez que, devido à reabsorção do rebordo residual após a perda dental, a movimentação da estrutura metálica, juntamente com a base da PPR aumenta, podendo acelerar a reabsorção óssea.

Também em 1991, Chou et al. avaliaram attachments intracoronários em suportes de extremidades livres, através de estereofotogrametrias. Para o estudo, confeccionaram três modelos inferiores de extremidade livre, possuindo de primeiro a primeiro pré-molares, osso e ligamento periodontal, com diferenças apenas no dente suporte distal para acomodar os diferentes tipos de superestruturas. Testaram seis desenhos: grampo RPI, grampo circunferencial com descanso distal, attachment de semiprecisão de trava "P.D.", attachment de semiprecisão sem trava "Thompson", attachment de precisão "McCollum" e attachment de precisão "Stern G/L". Pela metodologia utilizada, constataram que houve diferenças estatisticamente significante entre grampos e attachments, sendo que o dente suporte acusou movimentação sempre menor que o attachment. A partir dos resultados, afirmaram que o grampo RPI provoca menor movimentação o grampo circunferencial, o que mantém a dúvida em relação da colocação distal ou mesial do descanso. Partiram da hipótese de que a direção da aplicação da força e o contorno dos rebordos de suporte tenham maior influência no movimento do suporte do que o próprio local do descanso. De forma geral, os

desenhos com attachments de semi-precisão causaram mais movimento que os com grampos. Concluíram que a variação entre grampo e attachment afetou o grau de movimentação do dente suporte, mas não muito a direção do movimento. Os grampos e attachments em extremidades livres movimentaram mais do que o dente suporte adjacente à extremidade livre, e os desenhos com attachments de semi-precisão ou precisão originaram mais movimentação que os grampos e o attachment "Thompson", que produziu a maior movimentação do dente suporte em direção gengival.

Em 1991, Ganz relatou um caso clínico de um paciente de 65 anos de idade, portador de uma PPF do 21 ao 26, conjugada a uma PPR do lado direito, que se apresentou com problemas nos dentes suportes da PPREL, sendo indicada exodontia dos mesmos. Os dentes remanescentes não seriam capazes de suportar adequadamente uma PPR e, portanto, foram colocados 2 implantes de 13,00 x 3,75 mm no rebordo posterior direito, unidos por barra, para servir de suporte para uma PPR, associada por meio de encaixes, a uma PPF de 4 elementos. Além da esplintagem dos três dentes remanescentes, um encaixe distal foi posicionado no molar da PPF, sendo a sua porção lingual totalmente fresada para suportar uma barra lingual da PPR. As vantagens de se unirem implantes a dentes naturais, segundo o autor, é o controle do estresse distribuído a dentes e implantes, resistência da peça protética, facilidade de controle de placa bacteriana, ganho estético e melhoria no prognóstico dos dentes remanescentes.

Em 1992, Battistuzzi et al. publicaram um caso clínico de associação de PPR e implante. Os autores descreveram um tratamento realizado em paciente com grande defeito ósseo na região anterior mandibular, de primeiro a primeiro molar, decorrente de excisão radical de ameloblastoma, cujo tratamento selecionado

foi uma PPR implanto-dento suportada. Essa associação poderia melhorar a função oral, a retenção, a estabilidade e o conforto do paciente, além de diminuir a reabsorção óssea. Ressaltaram como desvantagens a necessidade de tratamento cirúrgico, o tratamento ser mais complicado e o custo maior, quando comparado às PPRs convencionais. No tratamento, os implantes foram colocados lingualmente para evitar deslocamento da prótese durante função, diminuindo espaço disponível para a língua e resultando em desconforto e interferência na fala, o que foi solucionado com uma montagem dental de diagnóstico. Foram colocados quatro implantes Bränemark que, posteriormente, foram conectados por uma barra Dolder. Nenhum sinal de reabsorção óssea foi detectado após dois anos. O paciente ficou satisfeito, e a prótese funcionou sem maiores problemas. Clinicamente, não se observou diferença de mobilidade vertical entre dentes e implantes, o que levou os autores a concluir que, apesar das conseqüências a longo prazo da PPR dento-implanto suportada ainda não serem conhecidas, os relatos iniciais sugerem que problemas sérios não surjam.

Em 1992, Berg & Caputo avaliaram, através do método fotoelástico, a distribuição de stress de PPR, de extremidade livre maxilar, utilizando grampo a barra I como associação de placa distal, sistema ERA de retenção ou attachment com mola de semiprecisão, onde foram testadas as situações de suporte isolado e diversas configurações de esplintagem. Confeccionaram modelos fotoelásticos com perdas progressivas de periodonto. Pelos resultados obtidos, a perda periodontal acima de 35 % resultou em aumento das concentrações de stress. O sistema ERA, com descansos associados se comportou de forma muito favorável, quando comparado a desenho com grampo a barra I ou suportes não esplintados.

Em 1992, George fez considerações a respeito das dificuldades da reabilitação oral em casos de PPREL, bem como das vantagens da associação das PPR com implantes. Para o autor, a utilização de implantes osseointegrados, na região posterior desdentada destes pacientes, permite uma restauração oclusal estável, além de diminuir o excesso de forças nos dentes anteriores. Relatou um caso clínico que apresentava dentes inferiores em boas condições e anteriores superiores periodontalmente comprometidos, sendo, após diagnóstico meticuloso, proposto ao paciente a confecção de coroas esplintadas nos dentes anteriores, unidas por meio de “attachment” de semiprecisão às coroas instaladas sobre implantes colocados na região de primeiros pré-molares superior direito e esquerdo. O autor conclui que há necessidade de um programa de retornos periódicos e da conscientização do paciente em relação ao uso de implantes como um auxiliar importante no suporte e estabilidade PPRs, as quais são melhores alternativas do que as convencionais.

Ainda no ano de 1993, Keltjens et al. também publicaram um caso clínico a respeito da associação de PPR e implante osseointegrado, discutindo a associação e alguns problemas presentes na extremidade livre. Citaram as contra-indicações para colocação de implantes, como fatores anatômicos limitantes (localização do nervo mandibular ou a extensão do seio maxilar) ou mesmo o alto custo do tratamento. Ressaltou os problemas pertinentes à síndrome de Kelly que pacientes desdentados superiores e classe I inferior podem apresentar, enfatizando a necessidade de reembasamentos periódicos para restabelecer o suporte posterior. Sugeriram então, como opção às PPFs implanto-suportadas ou em cantilever, a confecção de PPR suportada na extremidade distal por implantes osseointegrados. Acreditam os autores que um implante colocado na região molar abaixo de uma

PPREL, irá estabilizar a prótese verticalmente, além de serem menos sobrecarregados do que quando suporte de uma PPR, sendo possível, portanto, ser mais finos e curtos. Citaram as funções potenciais de um implante utilizado dessa forma como prevenção da reabsorção óssea abaixo da base da PPR, retenção adicional à PPR, redução do estresse do dente suporte natural, redução do número de grampos necessários para a PPR e mais conforto ao paciente por aumento da força mastigatória. Ressaltam, ainda, que o implante deve localizar-se o mais posterior possível, para prover estabilidade máxima. Relataram dois casos clínicos, tratados com esta técnica de associação, ambos portadores de prótese total superior e PPR classe I inferior, e obtiveram bons resultados, levando-os a concluir que a associação sugerida parece ser uma solução menos agressiva e de custo mais aceitável, quando comparada ao custo-benefício de outros tratamentos. O paciente adapta-se facilmente à prótese implanto-suportada, porque a estabilidade melhora e o ajuda na motivação em utilizar sua prótese, especialmente uma PPR mandibular, levando a uma menor reabsorção da região anterior maxilar.

Em 1994, Kapur et al. realizaram um estudo com a finalidade de se observar a efetividade da reabilitação oral com próteses removíveis em pacientes classe I e II, utilizando grampos ação de ponta em I e grampos circunferenciais. O estudo conduzido foi padronizado, sendo selecionados 134 pacientes (66 para receber prótese mandibular com grampos circunferenciais e apoio distal e 68 para receber prótese mandibular com grampo por ação de ponta e apoio mesial), analisando-se por 5 anos a intervalos periódicos os seguintes itens: 1. falhas de tratamento; 2. perda de dente suporte; 3. quantidade de perda óssea, mobilidade, profundidade de sondagem, recessão gengival, inflamação gengival, índice de placa, quantidade de cálculo e hipersensibilidade dos dentes suporte e não-suporte; 4.

número de visitas para procedimentos adicionais; 5. incidência de cárie em dentes suporte e não-suporte; 6. taxa de reabsorção óssea alveolar; 7. alteração na performance mastigatória; 8. alteração no tipo de dieta e preferência de alimentos; 9. satisfação do paciente; e 10. custo inicial e posterior do tratamento. Pacientes com pobre higienização oral, dentes suporte desfavoráveis para receber a reabilitação, com problemas de oclusão complexos ou com problemas psicológicos que inviabilizassem o tratamento foram excluídos do projeto. Os resultados do estudo indicaram que os dois desenhos de prótese não diferiram muito em termos de taxas de sucesso, manutenção de saúde oral e nos efeitos sobre a saúde periodontal, incluindo a incidência de cárie nos dentes suporte. Assim, uma PPR bem confeccionada, utilizando dentes suporte com suporte ósseo favorável e com programas de visitas regulares, oferece uma modalidade satisfatória de tratamento.

Em 1994, Mutarelli discutiu a maneira como se deve planejar e solucionar os problemas pertinentes aos casos de extremidades livres, tratados com PPR convencional, através de uma detalhada revisão bibliográfica. Afirmou que, devido ao duplo suporte dos casos de PPREL, esses casos são os de solução mais complexa, e mais ainda quando a área desdentada for longa e a implantação óssea dos dentes suportes estiver comprometida. Após toda a literatura levantada, o autor concluiu que a filosofia do tratamento em PPREL baseia-se em princípios seletivos de cargas, já que o planejamento deve ser direcionado de forma a atenuar e controlar as forças sobre os dentes e rebordos remanescentes. A base protética é importante para dar suporte a partir do rebordo, não devendo deslocar a mucosa subjacente, exceto durante função, e deve se estender ao máximo dentro do limite de tolerância fisiológica da mucosa. A maioria dos autores revisados é de opinião que o suporte e a estabilidade são mais importantes do que a retenção, e esta deve

ser a mínima necessária. Também, que as forças devem ser transmitidas axialmente e simultaneamente ao dente suporte e rebordo alveolar. Inclusive, devem ser feitas reduções do número de dentes artificiais e também de suas superfícies oclusais no sentido vestibulo-lingual. Além disso, deve ser feita redução do braço de alavanca no sentido méso-distal, e os conectores maiores devem ser planejados de forma a terem rigidez suficiente para distribuir as forças por todo o arco. Acrescente-se, por fim, o apoio oclusal mesial, associado a outros elementos de retenção, reciprocidade e placa proximal distal promove maior vantagem para a transmissão de forças.

Em 1996, Budtz-Jørgensen analisou várias soluções possíveis para pacientes parcialmente desdentados (classe I e II de Kennedy) e afirmou que, independente do tratamento escolhido, o prognóstico está diretamente relacionado com o estado dos dentes e do periodonto no momento da instalação da prótese, como também com a necessidade de uma manutenção posterior. Acrescenta, ainda, que, atualmente, têm sido relatados casos de sucesso na colocação de implantes na extensão distal sob a base de resina da PPR como uma solução para manter as condições de estabilidade oclusal. Concluem que, nos casos de pacientes desmotivados e negligentes quanto à higiene oral, as soluções mais simples são as que devem ser indicadas.

Em 1996, El Charkawi & El Wakad estudaram a esplintagem de suportes dentais na distribuição de forças ao rebordo desdentado. A metodologia utilizada foi a das agulhas de tensão, onde verificaram o efeito do número de dentes esplintados na distribuição de forças em estruturas de suporte de PPREL, retida por attachments extracoronários. O modelo simulado foi uma classe I de Kennedy mandibular, onde preparos para PF foram feitos em dentes posteriores e attachments extracoronários de semiprecisão, colocados na disto-lingual de

segundos pré-molares. Forças de 20, 30 e 40 N foram aplicadas na superfície anterior, média e posterior da sela metálica da PPR, e o estresse foi registrado em três situações: três dentes esplintados, dois dentes esplintados e o segundo pré-molar isolado. Os resultados demonstraram que o estresse aumentou na medida em que se diminuiu o número de dentes suportes e se aplicou força mais posterior. Por esta metodologia, concluíram: a esplintagem de dois dentes suporte em uma PPREL com attachment extracoronário resultou em significativa redução do estresse transmitido às estruturas de suporte, mas a inclusão de um terceiro dente esplintado não teve um efeito significativo no estresse registrado e o aumento da força aplicada aumenta de forma significativa o estresse transmitido às estruturas de suporte, assim como a aplicação de força mais para distal também o aumenta.

Em 1996, Giffin relatou um caso clínico em que um dispositivo normalmente utilizado para as overdentures foi associado a uma PPREL convencional, no intuito de otimizar o suporte pela redução dos efeitos de forças adversas. Utilizou um implante IMZ, de 3,3 x 8,0 mm, na região posterior inferior esquerda, em um rebordo que poderia normalmente prover suporte tecidual para a base de uma PPR. Enfatizou que o ideal é localizar o implante mais distalmente possível. O encaixe utilizado foi o ERA sobre implante, sem elemento intramóvel. Afirmou que um implante, usado dessa forma, pode converter uma PPREL dentomucossuportada em uma PPR implanto-dento suportada e retida. Além disso, um implante nesta condição, com elemento retentivo friccional, provê um stop definitivo e estabilidade à prótese, eliminando a maioria dos problemas geralmente associados com a PPREL. O paciente relatou que o lado onde o implante foi colocado ficou mais natural e foi o preferido para mastigação.

Em 1996, Laganá analisou a distribuição interna das tensões geradas em uma PPR de extremidade livre com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido, associada a uma PPF, com aplicação de carga de 100 N no primeiro molar, no segundo molar e em ambos, pelo MEF bidimensional. Pelos resultados, a autora concluiu: a) com carga no segundo molar, no sistema de encaixe extracoronário semi-rígido, ocorreram as maiores tensões na PPR, com carga no primeiro molar, e menores tensões foram observadas no sistema; b) os encaixes rígidos transmitiram maiores tensões à PPF nas três situações de carga, e as menores tiveram comportamento semelhante, apresentando-se com 1/3 do valor do sistema rígido; c) as maiores tensões foram transmitidas ao encaixe no sistema semi-rígido, com carga no primeiro molar, e a menor com carga no segundo molar; d) no sistema rígido, as maiores tensões foram transmitidas ao ligamento periodontal quando a carga foi aplicada no primeiro molar, e as menores, quando a carga incidiu no segundo molar e no sistema semi-rígido; e) o sistema semi-rígido com carga aplicada sobre os dois pânticos transmite mais cargas à fibromucosa, e o rígido, com aplicação no primeiro molar, é o que menos transmite.

Em 1996, Todescan et al. citaram que, apesar das possibilidades que surgiram com a osseointegração, a partir de 1983, o paciente deve ser informado sobre as reais expectativas de resultado e das possibilidades de tratamento que, infelizmente, traz alguns pontos negativos, como alto custo, aumento no tempo de tratamento e possibilidade de perda do implante. Basicamente, todo desdentado parcial ou total é candidato à colocação de implante como alternativa de tratamento, desde que possua boa saúde, quantidade suficiente em altura e espessura óssea, ausência de patologia na dentição remanescente, capacidade de manter a saúde bucal e espaço suficiente entre arcos suficiente para

a instrumentação e colocação dos implantes. Em primeira análise, pacientes parcialmente desdentados e que receberiam PPRs, mesmo nos casos mais característicos, as classes I e II de KENNEDY, poderiam ser reabilitados com PPFs implanto-suportadas. Porém, estas próteses implanto-suportadas devem ser consideradas como alternativa de tratamento, da mesma forma que são as PPRs convencionais. Alguns problemas que as próteses implanto-suportadas poderiam evitar são: a baixa tolerância da mucosa para suportar a PPR dento-muco-suportada, a presença de hábitos parafuncionais que induzem dor e falta de estabilidade da prótese, reflexos de náusea causados pela PPR e problemas psicológicos em aceitar a prótese.

Em 1997, Duyck et al. publicaram um extenso artigo a respeito da biomecânica dos implantes orais e fizeram muitas afirmações. Dentre elas: a) ainda não é claro quanto tecido ósseo e resistência biomecânica são necessários para o sucesso dos implantes orais; b) qualquer implante oral pode ser exposto a forças e momentos de forças que podem exceder os seus gradientes de estresse, assim como o do osso alveolar e, como forças transmitidas ao implante são transferidas ao osso, se grande quantidade de energia de deformação é consumida pelo implante, há uma grande redução do estresse distribuído ao restante do conjunto e ao tecido ósseo; c) o estresse máximo compressivo sobre um implante aumenta na medida em que aumenta a inclinação do implante em relação à direção de aplicação da força e, portanto, forças verticais são mais favoráveis para a distribuição do estresse; d) estudos, enfocando a associação dente-implante concluíram que, quando são conectados por PPF, podem funcionar sem comprometer um ou outro elemento; e) tanto o implante quanto o osso devem receber estresse dentro de uma determinada quantidade, pois estresse acentuado pode causar reabsorção óssea ou falha por

fadiga do implante, e estresse baixo pode levar a atrofia óssea por desuso e, portanto, levar também à reabsorção; f) trabalhos que analisaram a distribuição de forças à crista óssea transmitidas por implantes, obtiveram resultados indicativos de que o aumento do comprimento do implante reduz a transferência de forças horizontais ao osso adjacente, mas há um ponto onde um aumento não é significativamente benéfico, sendo estimado um comprimento ótimo ao redor de 8 a 12 mm contra essas forças; g) a qualidade e quantidade de osso influenciam a transferência de força do implante para o osso e, portanto, é importante que haja boa qualidade de osso cortical ao redor do implante para haver resistência ao estresse; h) a bicorticalização pode reduzir as forças transmitidas para a crista óssea, teoricamente distribuindo mais uniformemente as forças entre as corticais.

Em 1998, Itoh et al. investigaram o efeito da perda do suporte periodontal em casos de extremidade livre bilateral mandibular com grampos em barra I, utilizando o método da fotoelasticidade. Testaram ainda o efeito na distribuição das cargas que causa a esplintagem de dentes suporte. Os modelos simulados possuíam de primeiro pré a primeiro pré-molar. Duas situações de perda óssea foram testadas: 1. perda crateriforme ao redor do primeiro pré-molar, de 4 mm de profundidade; 2. perda interproximal entre primeiro pré-molar e canino e entre canino e incisivo lateral, também com 4 mm de profundidade. Os dentes foram preparados para receberem coroas metálicas, já com o planejamento dos apoios, e com a possibilidade de esplintagem. A PPR simulada foi confeccionada de forma convencional; inclusive seu ajuste final. Um material à base de borracha simulou a mucosa, com 2 mm de espessura. Concluíram que, sob as mesmas forças, os maiores níveis de estresse foram encontrados no modelo com menor suporte periodontal; a esplintagem de dentes suporte melhora a distribuição de estresse,

sendo a maior melhora para o modelo com o maior defeito ósseo; redução dos níveis máximos de estresse não é diretamente proporcional ao número de suportes saudáveis aderidos à esplintagem.

Em 1998, Jang et al. relataram um caso clínico em que um único implante foi utilizado para suportar parcialmente uma PPR. Um paciente do sexo masculino, com 67 anos de idade, portador dos dentes 41, 31, 32 e 33 foi submetido a tratamento com próteses dento-implantossuportadas. Uma PPR suportada pelos dentes remanescentes e por um implante localizado na região do 43 foi confeccionada e, sobre o implante, uma coroa com um cantilever para o 42. O implante utilizado apresentava dimensões de 4,1 x 16,0 mm, sendo que a PPR apresentava grampo do tipo RPI e era suportada pelos dentes remanescentes mandibulares e pelas coroas implanto suportas. Radiografias periapicais, realizadas 14 meses após a incidência de carga sobre os implantes, demonstraram, quando comparadas às iniciais, ausência de perda óssea ao redor do implante. Os autores atribuíram o sucesso do tratamento à boa qualidade óssea, ao comprimento do implante (16,0 mm) e ao esquema oclusal, estabelecido com precisão. As vantagens da utilização de implante nesse caso foram: a) melhor distribuição do estresse sobre os dentes remanescentes; b) melhor estética, devido à ausência de grampos nos incisivos; c) estabilidade da PPR aumentada devido ao aumento do suporte; d) solução mais econômica do que o tratamento através de implantes bilaterais; e) satisfação das necessidades do paciente.

Em 1999, Halterman et al. relataram um caso clínico de um paciente com 28 anos de idade, masculino, desdentado superior e apresentando os dentes 31, 32, 34, 41, 42 e 44. Em função da idade, decidiu-se colocar implantes nas extremidades livres para prevenir a síndrome da combinação e manter a integridade

da dimensão vertical de oclusão pela confecção de uma prótese total superior. Foram colocados dois implantes osseointegrados, de 3,25 x 13,00 mm, nas extremidades livres, agindo como suporte distal da PPR, através de cicatrizadores de 5,0 mm. Os autores concluíram que a PPR suportada pela combinação de dentes naturais e implantes mostrou-se como um tratamento útil para pacientes parcialmente desdentados e uma opção viável para a preservação dos tecidos duros e moles remanescentes.

Em 1999, Igarashi et al. compararam desenhos de retentores para PPREL, medindo força de cisalhamento da base protética e mobilidade do suporte distal na boca, em dois pacientes classe I de Kennedy, com saúde geral e periodontal boas. Três retentores foram testados: fio ortodôntico, grampo de Akers com descanso distal e coroa telescópica cônica. Utilizaram a metodologia dos microtransdutores, sob aplicação de 60 N, registrando força de cisalhamento e deslocamento méso-distal horizontal do suporte 5 vezes para cada retentor, com 15 minutos de intervalo entre elas. Pelo estudo, como a união menos rígida provou ser o fio ortodôntico e mais rígida a coroa telescópica, quando se consideram fatores de manutenção dos rebordos residuais em PPREL, a coroa telescópica é a melhor opção. Apesar disso, quase todas as situações testadas ficaram dentro de uma variação fisiológica de mobilidade dental aceitável. Concluíram: a) diferentes retentores influenciam a distribuição de força oclusal, sendo esta distribuída à base da extremidade livre e diretamente relacionada com a rigidez da conexão com o retentor; b) o suporte mucoso tem um papel indispensável em dividir as forças oclusais com vários retentores, mesmo com um rígido retentor telescópico.

Em 1999, Lacerda analisou o comportamento biomecânico da PPR, apoiada sobre um implante na região distal nas estruturas de suporte, através do

MEF bidimensional. Foi simulada uma hemi-mandíbula, com presença apenas do primeiro pré-molar natural e ausência posterior, com associação de um implante Brånemark de 3.75 mm x 7.00 mm na região do segundo molar. Foram testados um encaixe intracoronário rígido, tipo Biloc KD, e um encaixe semi-rígido, ambos associados a uma coroa metalocerâmica, sob aplicação de 100 N de força estritamente vertical. A autora verificou que, quando um implante é colocado na extremidade observa-se que o dente suporte é menos solicitado, sendo que, quanto mais posterior for aplicação das cargas, mais o implante é solicitado e, como consequência, o osso cortical adjacente. Verificou-se ainda que, a incorporação de uma barra metálica no interior da sela aumenta os esforços sobre o dente e implante, porque a sela sofre menos deflexão e comprime menos a fibromucosa. Por esta metodologia, concluiu-se que: a) a vinculação articulada entre implante e PPR diminui o momento fletor transmitido ao implante e aumenta tensões na fibromucosa e dente suporte; b) a fibromucosa será mais solicitada quanto maior for área de contato com a PPR, restando menos tensões transmitidas para outras estruturas; c) os modelos mais complexos de elementos finitos permitem uma visualização mais precisa dos resultados.

Em 1999, Misch fez várias considerações a respeito do desenho do implante para as regiões posteriores da boca, afirmando que a região posterior apresenta situações particulares para a implantologia, com forças até 300 % maiores que a região anterior, e resistência óssea mais pobre. Os maiores níveis de estresse são concentrados na interface osso-implante nos 5 mm mais próximos à crista óssea, o que torna esta área crítica para a distribuição de cargas e, portanto, necessita de uma maior área de superfície funcional. Dentre suas conclusões, afirma que a implantologia tem vivido um maior desenvolvimento da biomecânica e da

importância da redução do estresse para minimizar os riscos da perda óssea na crista e da falha precoce dos implantes.

Em 2000, Budtz-Jorgensen et al. discutiram conceitos relacionados à solução de casos de parcialmente desdentados, através da reabilitação com PPRs, como indicações, estética, biomecânica, eixo rotacional, desenho de infraestrutura, extensão de base, planos-guia, grampos, attachments de precisão, de semiprecisão e em barra, sob a análise do ponto de vista funcional, mas com ênfase da possibilidade do seu uso como recurso estético. Discorreram sobre a utilização de implantes associados à PPRs, julgando ser uma boa alternativa quando, por razões técnicas ou econômicas, uma PPF suportada por implantes torna-se inviável. Afirmaram, ainda, que a associação de implantes e PPR propicia a utilização de um menor número de implantes, provendo um bom suporte e retenção sem a sua visualização e simultaneamente sem prejuízos para o suporte dental associado ao sistema. Afirmaram, também, que existe necessidade da realização de estudos para comprovar o sucesso deste tipo de associação em longo prazo.

Em 2000, Ku et al. publicaram um artigo enfatizando as melhorias, que attachments ERA podem prover a uma PPREL. Para os autores, alguns problemas encontrados numa PPR convencional podem ser solucionados com este sistema, como o problema estético, já que grampos podem ser removidos, o fulcro rotacional, uma vez que descansos oclusais não são confeccionados, e redução do estresse no dente suporte, já que o sistema é resiliente, em 0,4 mm verticalmente, e descarrega parte das forças oclusais no rebordo alveolar. A desvantagem é a necessidade do dente suporte receber uma coroa protética para incorporar o anel metálico de retenção. Concluem que o desenho de uma PPREL, incorporando o

sistema ERA, apresenta adequada função e estética, descarregando forças oclusais sobre o rebordo alveolar e não sobrecarregando os dentes-suporte.

Em 2000, Pellecchia et al. propuseram uma alternativa reabilitadora para pacientes totalmente desdentados: PPREL bilateral associada a PPF implanto-suportada na região anterior, com attachments rompe-forças conjugados. Os autores acreditam que alguns problemas decorrentes do uso de PPR podem ser eliminados, como dificuldade de adaptação e instabilidade da prótese, bem como momentos de força transmitidos por uma PPF em cantilever, altamente prejudiciais ao processo de osseointegração. Além disto, para confecção de uma PPF totalmente implanto-suportada, a colocação de implantes na região posterior mandibular necessita de cirurgia prévia, como reposicionamento de nervo mandibular ou regeneração óssea guiada, o que nem sempre é previsível e bem aceito pelo paciente. Os autores realizaram o tratamento proposto em um paciente de 65 anos, cuja queixa era uma dentadura inferior instável, utilizando procedimentos convencionais de cirurgia e prótese, sendo colocados três implantes de 3,75 x 13,00 mm na região interforaminal. A PPF foi feita em duas peças, uma infraestrutura parafusada aos implantes e uma superestrutura que incorporou coroas de porcelana, e foi parafusada à infraestrutura. Utilizaram um encaixe Dalbo para conectar a PPF à PPR, reduzindo assim a força mastigatória sobre os implantes, não os sobrecarregando. Após controles, o paciente relatou melhoria na função mastigatória e no conforto e, em três anos de monitoração, nem a dentadura superior nem a PPR inferior necessitaram de reembasamento. Os autores salientaram que o aumento do custo do tratamento é compensado pelo benefício psicológico para o paciente, que reluta em usar uma overdenture implanto-suportada.

Em 2001, Carvalho et al. publicaram um caso clínico, onde utilizaram uma PPR retida por implantes, sem a presença de grampos de retenção. Pelos autores, a confecção da prótese desta forma exigiu uma quantidade menor de visitas, menores procedimentos laboratoriais, utilização de uma quantidade mínima de implantes, menor custo, e evitou cirurgias de elevação do seio maxilar. A prótese confeccionada foi uma PPF metalocerâmica (21-12) associada a uma PPR maxilar implanto-retida. Os três implantes foram posicionados nas regiões onde havia osso disponível, e receberam sistema de retenção do tipo bola (o'ring). O uso destes conectores, segundo os autores, proporcionou estética e fonética superior nos casos de avançada reabsorção do rebordo alveolar.

Em 2001, Mathias estudou a associação da PPREL com os implantes osseointegrados, através do método fotoelástico, analisando a distribuição de tensões nas estruturas de suporte da PPR, com sistema de retenção a grampo, quando apoiada sobre implantes de alturas reduzidas, de 8,0 mm de comprimento e diâmetros de 3,5 e 5,5 mm, na região posterior de uma extremidade livre. Para o estudo, confeccionou dois modelos parcialmente dentados de extremidade livre bilateral com a presença dos dentes 33 a 43. PPRs com sistema de retenção a grampo à barra nos dentes 33 e 43 foram confeccionadas. As situações analisadas foram: a) PPR apoiada sobre implante de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula sem magneto; b) PPR apoiada sobre implante de 3,5 mm de diâmetro nas extremidades livres da mandíbula com magneto fixado dentro da base protética; c) implante de 5,5 mm de diâmetro utilizado como na primeira situação; d) e implante de 5,5 mm de diâmetro utilizado como na segunda situação. As cargas aplicadas nos modelos foram de 10 N, 30 N, 50 N, 70 N e 100 N. Os resultados indicaram que, em maior ou menor grau, houve concentrações de tensão na região

do rebordo e próximo ao implante, indicando que o implante recebeu cargas oclusais, sendo que com os implantes de largo diâmetro, a distribuição para o rebordo foi menos intensa, mas próximo ao implante foi maior, indicando que serviu de forma mais efetiva para o suporte de prótese. Um fato muito interessante é que não foi detectada presença de tensões no dente suporte em nenhuma das situações de carregamento; ao contrário de outros trabalhos. É sugerido que o tipo de retenção, com grampos, o tipo de carga (distribuída) e a forma anatômica do modelo fotoelástico (arcada completa) possam ter determinado este resultado. Pela metodologia utilizada, o autor concluiu, dentre outras coisas, que: a) em nenhuma situação analisada foi possível visualizar tensões nas estruturas adjacentes ao dente suporte do lado de aplicação da carga; b) nos modelos sem a fixação dos magnetos, as tensões se concentraram mais na região distal dos implantes e da base da PPR.

Rocha (2001) analisou, através do MEF bidimensional, o comportamento da PPREL convencional e das estruturas de suporte, quando da presença de um implante osseointegrado sob a base protética na região posterior do rebordo, servindo como suporte para a prótese. Confeccionou três modelos, simulando hemiarcos mandibulares desdentados posteriormente, com a presença apenas dos dentes 33 e 34, um sem associação da PPR, outro apenas com a PPR convencional, e o terceiro com uma PPR apoiada distalmente por implante, de 3,75 x 10,00 mm, da forma descrita acima. As forças aplicadas foram verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. Concentrações de tensão foram encontradas no ápice dental de todos os modelos analisados, com algumas variações. Em relação ao osso cortical e esponjoso, o terço apical dos dentes 33 e 34 também mostrou concentração de tensões. Em relação à fibromucosa, a associação do implante diminuiu as concentrações na região do rebordo desdentado, quando comparado

com o modelo com PPR convencional. Tensões elevadas foram observadas na rosca interna do corpo do implante, com os maiores valores entre a primeira e a sexta roscas. Analisando mapas de deslocamento, o autor verificou que o dente 34 quase dobrou seu valor nos modelos B e C, sendo este dente mais solicitado pela presença da PPR. Diante destes resultados, o autor acredita que, apesar de utilizar modelos matemáticos bidimensionais, os resultados mostram íntima relação com dados significantes, presentes na literatura. Acredita ainda que a associação entre a PPREL e um implante osseointegrado da forma descrita, é uma alternativa clínica viável e segura, pois a tensão observada no osso cortical, ao redor do implante, não foi tão elevada, permanecendo abaixo dos valores encontrados no ápice dos dentes naturais. Mesmo com ausência de protocolo para prever o sucesso da associação, deve haver estímulo para realização de casos clínicos, que possibilitem estudos “in vivo” para comparação. Moldagem funcional também deve ser realizada para que a fibromucosa auxilie o implante na função de suporte. Por esta metodologia, concluiu que a presença da PPREL proporcionou maior concentração de tensão para as estruturas de suporte, e a presença do implante proporcionou suporte para a base da PPR, diminuindo a intrusão desta sobre a fibromucosa, promovendo menor concentração de tensão na porção posterior do rebordo; a presença do implante não favoreceu a redução da concentração de tensão no dente suporte da PPREL, adjacente ao espaço desdentado.

Em 2001, Starr publicou um artigo, enfocando a associação de PPR e implantes como uma opção de tratamento, afirmando que, no passado, os casos de pacientes dentados posteriores tinham necessidade de serem tratados com PPRs convencionais, e o sucesso do tratamento dependia do desenho da PPR e da habilidade dos dentes anteriores em oferecer um guia efetivo para a prótese. Porém,

como ocorre uma sobrecarga destes dentes, pode ocorrer comprometimento periodontal significativo com o passar do tempo, inclusive interferindo na viabilidade do suporte. Outras formas sugeridas, como alternativa, foram a prótese periodontal com pântico em cantilever na posição do segundo pré-molar ausente e a PPR com encaixe de precisão associada com uma ponte fixa anterior. Como geralmente há mais osso disponível na região pré-maxilar do que na região posterior maxilar, para reabilitação da porção posterior, muitas vezes, há necessidade de cirurgias invasivas que, infelizmente, nem todos os pacientes se submetem, seja por causa fisiológica ou mesmo pessoal. Assim, um tratamento alternativo proposto é a extração dos dentes anteriores periodontalmente comprometidos, com confecção de overdenture à barra com sistema de retenção, como clip ou o'ring. Esta overdenture é confeccionada, combinando o suporte mucoso à retenção fornecida pelos implantes. Porém, a fixa anterior com uma PPR posterior possui algumas vantagens, como a melhoria da estética e uma maior aceitação pelo paciente que, psicologicamente, reage melhor ao tratamento, uma vez que não remove os dentes anteriores para limpeza, além de possuir uma mínima cobertura e interferência com os tecidos moles, quando comparada com a prótese overdenture convencional. Portanto, a opção proposta pelo autor é a confecção de uma ponte fixa, implanto-suportada anteriormente, associada com uma PPR com encaixe de precisão. Quatro pacientes com estas características foram tratados da forma citada acima; todos mantidos sob programa de higiene trimestral, e necessitaram manutenção mínima durante 7 anos de função. É interessante notar que o levantamento posterior de seio, seguido da confecção de um trabalho totalmente implanto-suportado, ainda poderá ser feito no futuro.

Em 2002, McAndrew publicou um artigo descrevendo o uso de próteses “swing-lock”, bem como suas indicações e contra-indicações. Supondo que implantes osseointegrados podem melhorar o suporte para próteses, realizou uma reabilitação protética com uma PPR “swing-lock” e um implante osseointegrado isolado. Uma paciente de 46 anos se submeteu ao tratamento, que proporcionou resultados protéticos e estéticos satisfatórios, o que levou o autor a afirmar que esta é uma alternativa viável às próteses convencionais removíveis. Além disso, durante o uso de 15 meses com o implante isolado, incorporando um sistema o’ring, nenhum problema decorrente de falta de osseointegração ou fratura de resina da prótese ocorreu.

Em 2003, Mitrani et al. afirmaram que os problemas mais comuns, associados às PPRELs, estavam relacionados à falta de estabilidade, retenção, estética, pela presença de grampos, e ao desconforto, quando sob a ação de forças. Nesse estudo, os autores avaliaram 10 pacientes (uni ou bilateralmente desdentados) que receberam implantes na região mais distal possível das extremidades livres, associados à PPR. Após um período médio de uso das próteses em torno de 2,5 anos (os pacientes foram controlados num período de 1 a 4,5 anos), os pacientes foram divididos em dois grupos: 1) pacientes cujos implantes foram utilizados como “stop” vertical, melhorando a estabilidade da prótese; e 2) pacientes que receberam “attachments” resilientes. Um ano após a instalação das próteses, os pacientes foram avaliados em quatro itens diferentes: 1. satisfação do paciente; 2. avaliação clínica do implante (encaixe ou cicatrizador); 3. saúde dos tecidos moles; 4. avaliação radiográfica. Os autores concluíram que, apesar das limitações do estudo, a utilização de implantes osseointegrados, na extensão distal das PPRS, resultou em um grande aumento de satisfação dos pacientes, os tecidos peri-

implantares e o rebordo edentado exibiram saúde e estabilidade, e a perda óssea através da análise radiográfica, apresentou-se normal.

Em 2003, Lucas avaliou o deslocamento e a distribuição de tensões nas estruturas de suporte da PPREL, associada a um implante osseointegrado de 3,75 x 10,0 mm, localizado na região posterior do rebordo alveolar desdentado, utilizando o MEF bidimensional. Para o estudo, confeccionou três modelos, hemimandibulares, com a presença apenas do dente natural 33, sendo que um não apresentou PPR, outro apresentou PPR convencional, mas sem implante associado, e o último apresentou um implante da forma descrita acima, associado à PPR. As forças aplicadas foram verticais e oblíquas, de 45 graus, méso-distais e disto-mesiais, de 50 N em cada ponta de cúspide. Por esta metodologia, concluiu que: a) a tendência de deslocamento no modelo com a PPR apoiada sobre implante era menor que no modelo somente com a prótese; b) as forças oblíquas de 45 graus promoveram uma tendência de deslocamento e valores de tensão maiores que a força vertical; c) a força oblíqua de 45 graus, no sentido de mesial para distal, gerou valores de tensão menores que a de distal para mesial; d) e a presença do implante osseointegrado, sob a base da prótese, promoveu um alívio do dente suporte.

Em 2003, Vanzeveren et al. realizaram um estudo longitudinal para analisar reabilitações orais através de PPRs, com a finalidade de observar o comportamento dos dentes suportes. Foram atendidos 629 pacientes, que receberam este tipo de prótese, que retornaram entre 4 a 6 anos após a instalação das mesmas. O autor afirmou que a maioria das falhas ocorreu nas próteses mandibulares, mais particularmente nos casos de extremidade livre (classe I de Kennedy), sendo que a satisfação do pacientes diminuiu com o uso das mesmas. Concluíram que há necessidade de se usarem todos os recursos para a manutenção

dos dentes posteriores, evitando-se, desta forma, o aparecimento das extremidades livres, sendo de grande importância se implantar um programa de retorno, a períodos regulares, beneficiando tanto os pacientes quanto os profissionais.

Ainda em 2003, continuando um trabalho realizado anteriormente, Vanzeveren et al. observaram e analisaram as condições dos dentes e, em especial, dos dentes suportes de PPR. Do total de 292 PPRs avaliadas com 1893 dentes remanescentes e tendo 804 utilizados como suportes, as observações sobre o seu comportamento apresentaram os seguintes resultados: mais da metade (57,6 %) dos dentes suportes eram coroas e, destas, 51 foram reparadas em algum tempo. Durante o período observado, perderam-se 79 dentes suportes (37 maxilares e 42 mandibulares), representando 9,8 % do total. Não foi relacionado neste trabalho o tipo de dentes suportes (coroas ou dentes naturais) com os dentes perdidos, e a porcentagem na maxila foi significativamente maior na presença de extremidades livres, quando comparadas a áreas desdentadas. Os autores concluíram que, considerando o número de dentes analisados: 1. as perdas não foram excessivas; 2. nenhuma mudança foi observada em 92,2 % dos dentes suportes maxilares e 85,8 % dos dentes mandibulares; 3. dos 1089 dentes remanescentes, 95 apresentaram cárie ou novas restaurações; 4. que as PPRs não eram responsáveis pelo aumento na taxa de cárie.

Em 2003, Verri avaliou a influência do diâmetro e do comprimento de implantes osseointegrados em associação com PPREL, utilizando o MEF bidimensional. Para o estudo, foram confeccionados oito modelos, com presença dos dentes 33 e 34, sendo variados o diâmetro do implante (3,75 e 5,00 mm) e o seu comprimento (7,0, 10,0 e 13,0 mm), agindo apenas como suporte, sendo aplicadas forças estritamente verticais de 50 N em cada ponta de cúspide. Pelos resultados, o

autor afirmou que a presença da PPR sobrecarregou o dente suporte, bem como as demais estruturas de suporte da PPR, quando comparadas com o modelo sem prótese, sendo que o implante diminuiu as tensões, principalmente nas extremidades dos rebordos desdentados, quando comparados o modelo com prótese e sem implante. Tanto o aumento do comprimento quanto do diâmetro apresentaram a tendência de diminuir as tensões. Segundo o autor, pelos resultados foi possível concluir que: a) o modelo com PPR sem implante foi o que apresentou a maior tendência a deslocamento; b) quanto maior o comprimento do implante, menores foram os valores do mapa de deslocamento; c) o modelo com PPR sem implante apresentou níveis de tensão de Von Mises superiores ao do modelo sem PPR; d) os modelos com implantes associados apresentaram níveis menores de tensão Von Mises que o modelo com PPR sem implante nas estruturas de suporte da PPR; e) o aumento do comprimento e do diâmetro do implante influenciou positivamente na diminuição das tensões nos modelos que os incorporavam.

Em 2004, Cunha, utilizando o MEF 2-D, avaliou o deslocamento e a tensão em modelos com PPREL convencional e com PPREL, apoiada sobre implante osseointegrado, utilizando placa distal como meio de conexão entre a PPR e o dente suporte. Para tanto, construiu três modelos com implantes, nos quais variou a posição mesio-distal do implante no rebordo edentado. Neste estudo, os modelos simulavam, sob o plano sagital, um hemiarco mandibular parcialmente edentado onde permaneceram constantes o dente remanescente 33, a extensão do rebordo na extremidade livre, a característica do periodonto de suporte e de proteção, as distâncias biológicas, a altura óssea mandibular, a espessura da estrutura metálica de Co-Cr e o número de dentes artificiais. Os modelos C, D e E, apresentaram, sob a base da prótese, um implante Bränemark de 3,75 x 10,00 mm,

sendo que o carregamento foi realizado verticalmente, e com forças de 50 N em cada ponta de cúspide (tanto no dente natural como no artificial). Baseados nos resultados, o autor conclui que: 1) o modelo D (com implante no centro do rebordo edentado) apresentou os menores valores de tendência ao deslocamento, mas, no entanto, o modelo E (com implante na posição mais mesial, adjacente ao último dente suporte 33) aliviou de maneira mais satisfatória a solicitação do dente suporte; 2) a aproximação do implante em direção ao dente suporte influenciou positivamente a distribuição de tensões nas estruturas analisadas.

Em 2004, Kuzmanovic et al. relataram um caso clínico de um paciente do sexo masculino, com 66 anos de idade, em que implantes foram associados à PPR classe I de Kennedy mandibular e maxilar. Após um exame clínico acurado, foram apresentados para o paciente quatro planos de tratamento, sendo que este paciente, motivado por problemas financeiros, optou pela associação de PPR com implantes osseointegrados e PPF com sistemas de encaixe. Após intensivo tratamento clínico de cirurgia, periodontia, endodontia e dentística, seguiu-se o posicionamento de dois implantes (ITI implantes de 4,1 x 12,0 mm) bilaterais, na região dos dentes 36 e 47. Restaurou-se a maxila através de coroas esplintadas metalocerâmicas (13 e 12; 23 e 24), restaurações metalocerâmicas unitárias (11, 21 e 22) e PPR de Cr-Co retidas por encaixes de precisão, localizados nos elementos 13 e 24. A mandíbula foi reconstruída através de uma PPR de Cr-Co com sistemas modificados de encaixe intracoronário (Channel-Shoulder-Pin System), localizados em coroas metalocerâmicas, situadas nos caninos mandibulares direito e esquerdo. Nos implantes mandibulares, foram posicionados sistemas de encaixes que promoveram suporte e retenção para a PPR mandibular. Os autores concluíram que, além deste tipo de tratamento apresentar

um custo-benefício satisfatório, resolveu o dilema das PPRELs, transformando PPRs dento-mucossuportadas em dento-implantossuportadas.

Mijiritski & Karas (2004) relataram um caso clínico de um paciente do sexo masculino, com 75 anos, que apresentava PPR superior e inferior instáveis sobre dentes comprometidos periodontalmente. Após o tratamento clínico, o plano de tratamento consistiu de uma PPR superior e uma PPF inferior sobre implantes (Steri-Oss), estendendo-se do segundo molar direito ao primeiro pré-molar esquerdo, com implantes nas áreas dos seguintes dentes: 47, 46, 45, 31, 33 e 34. Com a falha dos implantes da região dos dentes 31 e 33, optou-se por confeccionar uma PPR implanto-dentossuportada. Os implantes do lado direito foram esplintados com uma barra fresada de ouro com um “attachment” tipo bola (Tima) soldado à mesial da mesma. O implante na região do dente 34 recebeu a conexão de um “attachment” tipo bola (Steri-Oss). Estes elementos proporcionaram retenção e estabilidade adicionais à estrutura da PPR, que utilizou como suporte os dentes 35, 36 e 37. Após a instalação das próteses, o paciente foi colocado em um programa semestral de retornos, sendo que, após 3 anos da instalação, as próteses estavam satisfatórias para o paciente, e os dentes remanescentes e os implantes permaneciam saudáveis.

Em 2004, Muraki et al. realizaram um estudo para avaliar a influência da posição do apoio oclusal em PPR no deslocamento do dente suporte e na distribuição de estresse ao ligamento periodontal, através da metodologia dos elementos finitos tridimensionais, utilizando o programa ANSYS 6.1. Para o estudo, confeccionaram modelos de primeiro e segundo pré-molares, com apoio na mesial e na distal do segundo pré-molar de 1,5 mm de profundidade, com uma camada de ligamento periodontal. Simularam um deslocamento de 0,5 mm na região do apoio,

com e sem restrições de movimentos horizontais, sendo medidos os valores de tensão no ligamento, utilizando o ligamento do primeiro pré-molar como controle. O contato interproximal entre os dentes foi simulado também. Os resultados deste estudo indicaram que o deslocamento máximo foi ao redor da cúspide vestibular e de valor de 42 μm , sendo o maior estresse encontrado no ligamento quando não houve restrição de movimento horizontal, com 0,35 MPa, sendo considerado, para qualquer das situações testadas, efetiva a estabilização horizontal dos dentes-suporte. Os autores concluíram que, uma força vertical, tanto em dentes com apoio mesial quanto com apoio distal, foi incapaz de causar problema de trauma mecânico ao dente suporte e às estruturas de suporte.

Em 2005, Maeda et al. compararam a eficácia da utilização de implante sob a base protética de uma PPR com arco extremamente reduzido com outras configurações, como uma PPF implanto-suportada, uma PPF em cantilever distal, e uma PPR convencional. A metodologia utilizada foi a análise de elementos finitos bi-dimensional. Foi confeccionado um modelo de uma mandíbula, que incluía os dentes anteriores e uma parte do osso temporal. Nos modelos que possuíam implante associado, este estava presente na região do primeiro molar e do segundo pré-molar. As forças aplicadas foram em um total de 50 N, distribuídas nos pontos de aplicação dos músculos masseter, pterigóideo medial, pterigóideo lateral, digástrico e temporal. Um modelo com arcada completa serviu como controle. Os níveis de estresse foram analisados na região da fossa temporal. Postularam, a partir de seus resultados, que reabilitação com PPR convencional pode não evitar reabsorção na região de ATM, mas a associação de PPR com implante agindo como suporte, pode, além de melhorar o suporte oclusal. Concluem que, um simples implante, colocado sob a base protética de uma PPR pode auxiliar a estabelecer um

suporte oclusal estável, o qual pode prevenir o remodelamento ósseo da ATM, assim como do rebordo residual.

Em 2005, Archangelo estudou, através do método de elemento finito bidimensional, a união do implante osseointegrado com a PPREL mandibular, variando a reprodução do ligamento periodontal em uma forma homogênea e não homogênea, com o objetivo de avaliar a influência do ligamento periodontal, na distribuição interna das tensões, no dente suporte. O implante utilizado foi Bränermark, de 10,00 x 3,75 mm, e as cargas foram axiais de 50 N em cada ponta de cúspide. Pela metodologia utilizada foi possível concluir que: a) o ligamento periodontal da forma não homogênea deve ser adotado em estudos dessa natureza e realçou os benefícios do implante na redução das tensões sobre o rebordo alveolar; b) não há alívio do dente suporte com a utilização do implante osseointegrado, independente da heterogeneidade do ligamento periodontal.

Em 2005, Martin Júnior estudou, através do método dos elementos finitos bidimensional, a influência do formato do rebordo alveolar, na distribuição interna das tensões na associação da PPREL mandibular e os implantes osseointegrados. Para tanto, confeccionou 12 modelos: 3 modelos com rebordo horizontal: - um modelo representando uma hemiarcada somente com o último dente suporte 33; um segundo modelo que possuía, além do dente suporte, uma PPR convencional; e o terceiro modelo, com a PPR associada ao implante de 3,75 x 10,00 mm. Portanto, 3 modelos com rebordo descendente distal, 3 modelos com rebordo ascendente-descendente e 3 modelos ascendente. Os modelos foram exportados para o programa de elementos finitos Ansys 8.0, e o carregamento realizado com forças axiais de 50 N em cada ponta de cúspide. De acordo com a metodologia empregada, o autor concluiu que: 1) a PPREL promoveu maiores

tensões e deslocamentos às estruturas de suporte; 2) não houve grandes diferenças na distribuição das tensões e da tendência ao deslocamento, em função dos formatos do rebordo alveolar analisados; 3) o implante osseointegrado promoveu redução das tensões na metade posterior do rebordo alveolar (fibromucosa e osso medular); 4) o implante osseointegrado não reduziu a solicitação do dente suporte.

Em 2005, Santos avaliou, através do método do elemento finito bidimensional, a distribuição das tensões e a tendência ao deslocamento da união do implante osseointegrado e a PPREL mandibular, variando o ângulo do implante no rebordo alveolar em 0°, 5°, 15° e 30°. O implante utilizado foi Brånemark de 10,00 x 3,75 mm, e o programa, Ansys 8.0. Os modelos foram carregados com cargas estritamente axiais de 50 N em cada ponta de cúspide. Pela metodologia utilizada, foi possível concluir que: a) quanto menos inclinado o implante menores são as tensões observadas nos modelos e menores as tendência ao deslocamento; b) porém, o modelo com implante angulado em 5° apresentou os melhores resultados, indicando que uma ligeira inclinação é benéfica para a associação.

Em 2006, Pellizzer et al. confeccionaram um modelo fotoelástico com PL-2, o qual apresentava os dentes 23 a 33, confeccionados com PL-1 e, na região dos dentes 27 e 37, um implante de 4,00 x 10,00 mm. Foram confeccionados 4 PPRs com conector na distal e grampo por ação de ponta: 1. uma PPR com sistema ERA; 2. outra com sistema O`ring; 3. outra, apoiada sobre um cicatrizador; 4. e a última adaptada a uma coroa total metálica, através de um apoio na mesial da coroa e um grampo circunferencial. Foram aplicadas cargas axiais de 100 N em cada dente da PPR, em um polariscópio circular, sendo as imagens fotografadas e analisadas no programa ADOBE Photoshop 7.0. Foi possível concluir que o sistema

ERA mostrou uma distribuição mais homogênea entre os estudados e que o sistema que mais sobrecarregou o implante foi a associação com a PPF.

Em 2006, Uludag & Celik publicaram um caso clínico de um paciente com extremidade livre superior bilateral, com associação de implante osseointegrado agindo como suporte e retenção abaixo da sela protética. Afirmam que um grande número de implantes é necessário para uma reabilitação com PPF, mas quando há perda de tecido ósseo, como resultado de reabsorção de rebordo alveolar, trauma, ou necessidade de cirurgia prévia, a reabilitação pode ser mais facilmente realizada por uma associação de PPR e implante osseointegrado. O caso clínico descrito apresentava necessidade de correção de inclinação dos implantes, que foi realizada com o uso de attachment ERA-Sterngold, diretamente sobre o implante. O paciente, masculino, de 55 anos, havia recebido 4 implantes para reabilitação fixa, 2 em cada quadrante posterior, mas o implante na região do dente 24-25 falhou. Recolocação deste implante foi descartada pelo nível de reabsorção residual maxilar e pelo desalinhamento dos implantes. Assim, foi proposto ao paciente a execução de uma PPR implanto-suportada, conjugada com PPF unitária no dente 24 e PPF unida nos dentes 13 e 14. Planos guias distais foram confeccionados nas PPFs.

Em 2006, Ohkubo et al. avaliaram a capacidade que um implante, colocado sob a base protética de uma PPR, de extremidade livre bilateral mandibular com um cicatrizador associado, possui de estabilizar a prótese. Para tanto, confeccionaram modelos com diferentes espessuras de fibromucosas (1 e 2 mm), com colocação de 5 pequenos sensores de pressão, ao longo do rebordo desdentado (2 de cada lado) e um na região anterior mediana. Uma carga de 5 Kg foi aplicada de forma uniforme. Os resultados mostraram que os níveis de pressão foram maiores para fibromucosa com 1 mm de espessura. Porém, o deslocamento

vertical foi menor. Por estes resultados e por esta metodologia concluíram que a introdução de um implante, agindo como suporte distal de uma PPR de extremidade livre, diminuiu a pressão na área do rebordo residual, sendo mais acentuada quando a espessura da mucosa é maior (2 mm). Além disso, os benefícios clínicos da associação são a prevenção do deslocamento da prótese e da reabsorção óssea do rebordo desdentado.

Em 2006, Verri et al. estudaram o sistema de conexão entre o dente suporte e a PPREL associada a um implante osseointegrado e a uma PPREL convencional. O estudo foi feito através do método do elemento finito bidimensional, em que foram construídos quatro modelos: 1. MA – hemiarcada, com a presença do dente natural 33 e uma PPREL convencional, apresentando apoio distal como conexão entre o dente suporte e a estrutura da PPR; 2. MB – idêntico ao modelo A, apresentando placa distal como conexão entre o dente suporte e a estrutura da PPR; 3. MC – hemiarcada, com a presença do dente natural 33 e uma PPREL, apresentando apoio distal associado a um implante de 3,75 x 10,0 mm; e 4. MD – idêntico ao modelo C, apresentando uma placa distal entre o dente suporte e a estrutura de PPR. Foram aplicadas forças estritamente axiais de 50 N nas pontas de cúspide, e mapas de tensão e de deslocamento foram gerados, permitindo concluir que: 1) a placa distal diminui a tendência de movimento, tanto nos modelos com PPR convencional quanto nos modelos com implante osseointegrado associado; 2) os modelos que incorporaram a placa distal apresentaram menores valores de tensão de von Mises nas estruturas de suporte.

Em 2006, Pellizzer estudou a influência de tipos de sistema de suporte e/ou retenção na associação PPR/implantes osseointegrados, pelo MEF 2-D. Para o estudo, o autor confeccionou 5 modelos, todos com o dente 33 apenas,

sendo que um deles só possuía PPR convencional, outro cicatrizador e implante, agindo como elemento de suporte, outro sistema ERA-Sterngold, agindo como suporte e retenção, outro o'ring, agindo como suporte e retenção e uma coroa fixa unitária sobre o implante, agindo também como suporte e retenção e associada à PPR, no último modelo. Pelos resultados do autor, foi possível verificar que a utilização do sistema ERA e do sistema o'ring foi viável. Porém, o uso de uma coroa da forma descrita acima foi contra-indicada. Dentre os resultados, afirmou que o sistema ERA, neste tipo de associação, foi o sistema que se mostrou mais efetivo.

3. Proposição

Assim, o intuito deste trabalho foi analisar, com o auxílio da metodologia dos elementos finitos bi-dimensionais, a tendência ao deslocamento e as áreas de concentrações de tensão, em relação:

1. à PPR de extremidade livre mandibular convencional e associada a um implante osseointegrado unido ao sistema ERA-Sterngold, localizado próximo ao dente suporte;
2. ao meio de conexão entre o dente suporte e a PPR, variando este entre placa distal e apoio incisal distal;
3. à quantidade de perda óssea ao redor do dente suporte da PPR.

4. Material e método

4.1. Materiais

A metodologia utilizada neste estudo foi baseada em trabalhos anteriores (ROCHA, 2001; LUCAS, 2003; VERRI, 2003; CUNHA, 2004; e SANTOS, 2005). Para a execução deste estudo foram utilizados os seguintes materiais:

- Computador Pentium IV 3.0 MHz, 512 Mb RAM, 80 Gb HD;
- Impressora multifuncional HP 1315;
- Resina acrílica ORTOCLASS, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo;
- Implante 3,75 mm x 10,00 mm, Nobel Biocare, sistema Branemark;
- Sistema ERA-Sterngold 0º sobre implante;
- Recortadora Metalográfica ISOMET-BUHELER 1000;
- Programa de desenho assistido AutoCAD 2000, Autodesk Inc., USA;
- Programa de elementos finitos ANSYS 9.0, Swanson Analysis Systems, Houston, Pa;
- Impressora LaserJet 2600n HP.

4.2. Descrição dos modelos

Para o estudo foram elaborados 8 modelos mandibulares, com presença apenas do dente 33 natural. As características do dente remanescente,

bem como do periodonto de suporte e de proteção, das distâncias biológicas (crista alveolar, junção cimento/esmalte, inserção conjuntiva) e da espessura da estrutura metálica de CrCo testada foram constantes. As dimensões da estrutura metálica da PPR foram padronizadas de acordo com o estudo de Rocha (2001), que realizou mensurações ao estrutura metálica, em sua espessura, em 5 pontos distintos utilizando um paquímetro digital, obtendo uma média de 0,8 mm, que foi aplicada por toda a extensão da estrutura metálica.

As características do dente natural e dos dentes artificiais também permaneceram constantes, com variação apenas da forma da sela protética, do osso de suporte e do sistema de conexão que une a PPR ao dente suporte. Os quadros 1 e 2, a seguir, ilustram estas características.

Quadro 1 – Dimensões do osso cortical, ligamento periodontal, fibromucosa, inserção conjuntiva e epitélio juncional

Autor	Estrutura	Espessura (mm)
Lacerda (1999)	osso cortical	0,50
Coolidge (1937)	ligamento periodontal	0,25
Rebóssio (1963)	fibromucosa	1,00
Gargiulo et al. (1961)	inserção conjuntiva	1,00
Gargiulo et al. (1961)	epitélio juncional	1,00

As dimensões não apresentadas no quadro 2 não foram utilizadas no estudo, já que as propriedades mecânicas da resina da base e das coroas artificiais são idênticas. Assim, apenas a distância méso-distal das coroas foi utilizada como valor de referência para a execução dos modelos.

Quadro 2 – Dimensões do dente natural 33 e coroas dos dentes 34 a 37, em milímetros, de acordo com valores estabelecidos por Figún & Guarino (1989)

Dentes	Distância M-D da coroa	Altura da coroa	Raiz	Comprimento total
33	6,9	10,3	15,3	25,3
34	6,9	-	-	-
35	7,3	-	-	-
36	11,2	-	-	-
37	10,7	-	-	-

O nível de inserção óssea foi variável, desde uma inserção dita como “sem perda óssea” até um nível dito como perda óssea acentuada, de cerca de metade do suporte ósseo perdido. Os valores de nível de perda óssea foram utilizados com base no trabalho de Berg & Caputo (1993), com algumas modificações. O quadro 3, a seguir, ilustra as especificações dos modelos utilizados neste estudo.

Observando-se este quadro, nota-se a presença também de implantes osseointegrados associados à PPR. Os implantes utilizados foram todos padronizados em um mesmo tamanho e localização em relação ao dente suporte. O sistema utilizado sobre eles também possuía as mesmas características em todos os modelos. A metodologia para a obtenção do desenho dos implantes será descrita posteriormente.

Quadro 3 – Especificações do modelos utilizados neste estudo

Modelo	Descrição
A	Extremidade livre com PPR convencional, sem perda óssea ao redor do dente suporte e com apoio incisal distal
B	Extremidade livre com PPR convencional, sem perda óssea ao redor do dente suporte e com placa distal
C	Extremidade livre com PPR, associada a implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA-Sterngold, sem perda óssea ao redor do dente suporte e com apoio incisal distal
D	Extremidade livre com PPR, associada a implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA-Sterngold, sem perda óssea ao redor do dente suporte e com placa distal
E	Extremidade livre com PPR convencional, com perda óssea acentuada ao redor do dente suporte e com apoio incisal distal
F	Extremidade livre com PPR convencional, com perda óssea acentuada ao redor do dente suporte e com placa distal
G	Extremidade livre com PPR, associada a implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA-Sterngold, com perda óssea acentuada ao redor do dente suporte e com apoio incisal distal
H	Extremidade livre com PPR, associada a implante de 3,75 x 10,00 mm com sistema ERA-Sterngold, com perda óssea acentuada ao redor do dente suporte e com placa distal

4.3. Confeção dos modelos

Para a execução do estudo, foram utilizados os programas: **AutoCAD 2000** (para a execução do desenho dos modelos), e **ANSYS 9.0** (para a execução da modelagem e análise de elementos finitos).

O programa **AutoCAD 2000** (Autodesk Inc., USA), muito utilizado na

área de engenharia e computação gráfica, permite a elaboração de desenhos com dimensões muito próximas da realidade. Permite, ainda, a individualização das dimensões das estruturas testadas nos modelos, como implante, mucosa, dentes, osso alveolar dentre outros, de forma precisa. Assim, os modelos foram desenhados a partir dos dados da literatura e estão ilustrados nas figuras 1 a 8 a seguir, representativas dos modelos gerados em **AutoCAD 2000** e já importados no programa de elementos finitos **ANSYS 9.0**.

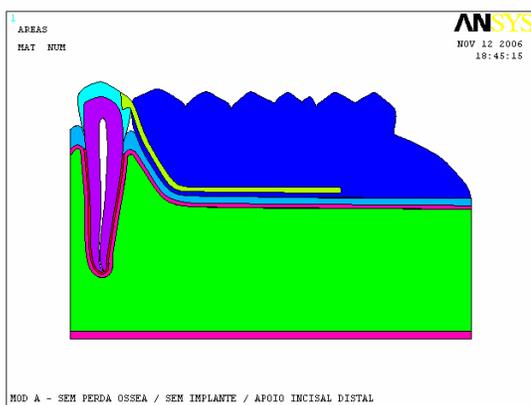


Fig. 1 – Modelo A (Sem perda óssea / apoio incisal distal / sem implante)

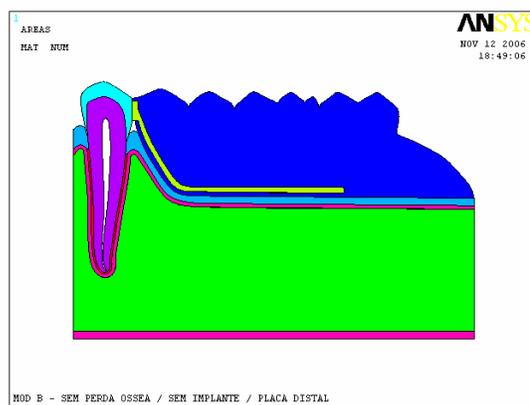


Fig. 2 – Modelo B (Sem perda óssea / placa distal / sem implante)

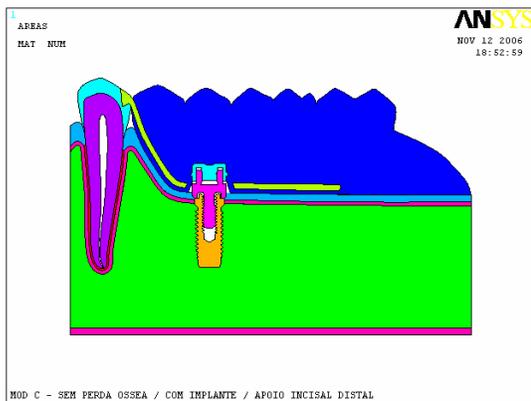


Fig. 3 – Modelo C (Sem perda óssea / apoio incisal distal / com implante)

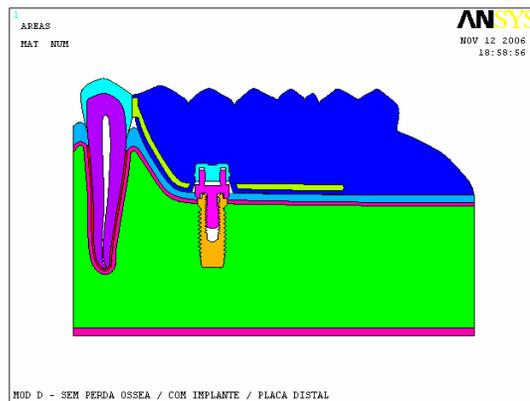


Fig. 4 – Modelo D (Sem perda óssea / placa distal / com implante)



Fig. 5 – Modelo E (Com perda óssea / apoio incisal distal / sem implante)

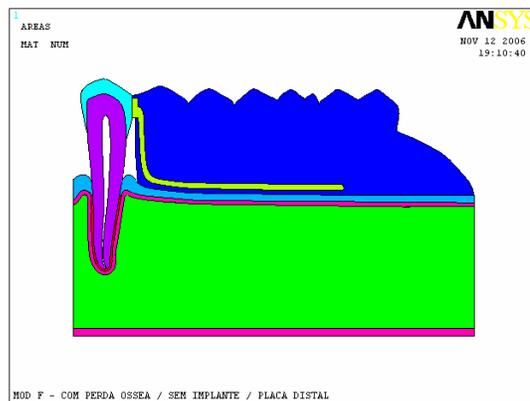


Fig. 6 – Modelo F (Com perda óssea / placa distal / sem implante)

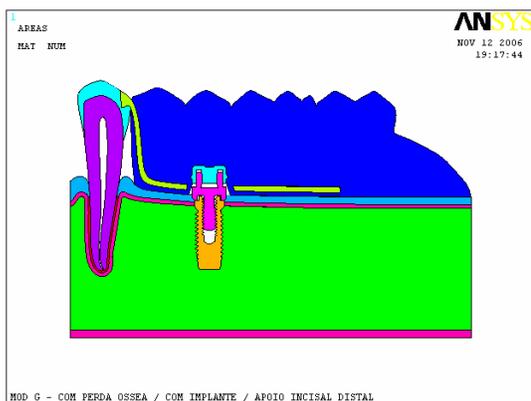


Fig. 7 – Modelo G (Com perda óssea / apoio incisal distal / com implante)

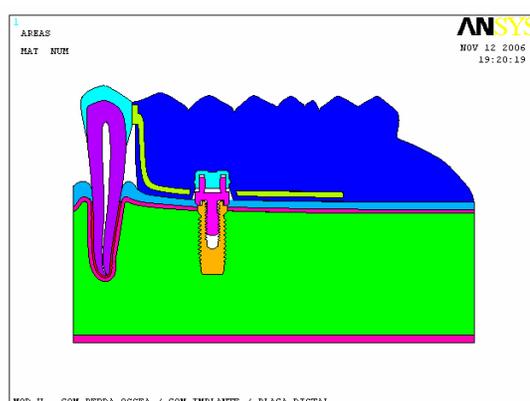


Fig. 8 – Modelo H (Com perda óssea / placa distal / com implante)

O modelamento e análise de elementos finitos foi assessorado pelo engenheiro João Antônio Pereira, da Faculdade de Engenharia Mecânica de Ilha Solteira – UNESP.

4.4. Desenho do implante e sistema de retenção

O sistema de implante utilizado foi o Sistema Branemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). Os implantes eram de rosca lisa, de 3,75 mm x 10,00

mm. O sistema de retenção utilizado foi o Sistema ERA (Sterngold-Implamed). Em todas as situações testadas, os implantes receberam o sistema ERA-Sterngold associado como sistema de retenção unido a uma cápsula de nylon.

Para a criação do modelo matemático envolvendo o desenho do implante, seguiu-se a metodologia estabelecida por Darbar et al. (1994), modificada por Rocha (2001), onde o implante unido ao sistema de retenção foi incluído em resina acrílica, ativada quimicamente (ORTOCLAS, Artigos Odontológicos Clássico LTDA, São Paulo) e, em seguida, após o acabamento e polimento adequado do bloco obtido, o conjunto foi seccionado ao meio em uma máquina recortadora metalográfica (Isomet – BUEHLER), utilizando um disco diamantado, para visualização direta do passo de rosca, da superfície interna do implante e do sistema de retenção, bem como a perfeita adaptação entre os componentes.



Fig. 9 – Máquina recortadora metalográfica



Fig. 10 – Detalhe da superfície de corte

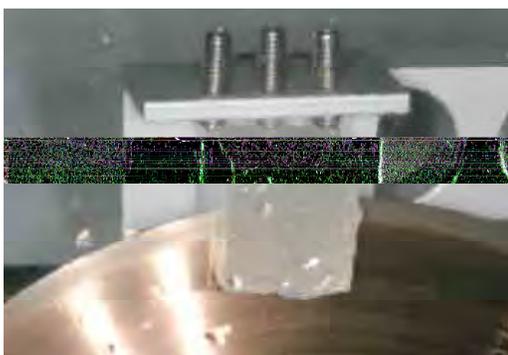


Fig. 11 – Secção do bloco de resina

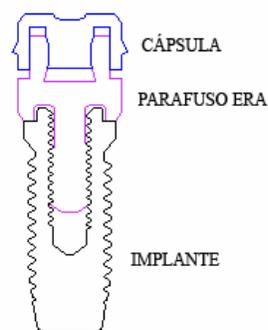


Fig. 12 – Sistema ERA-Sterngold + implante modelado em AutoCAD 2000

Após estes passos, com o auxílio de uma impressora multifuncional (HP 1315), o bloco foi digitalizado e exportado para o programa de desenho gráfico AutoCAD 2000 (Autodesk Inc., USA), que possibilitou reproduzir, com alta fidelidade, as dimensões, formato interno e externo, a relação entre componentes do sistema e a associação com a PPREL. As figuras 9 a 12, a seguir, ilustram alguns passos da técnica descrita acima.

4.5. Desenvolvimento dos modelos de elementos finitos

Após a confecção do desenho dos modelos no **AutoCAD 2000**, estes foram exportados em forma de arquivo de áreas (*.sat) e, logo em seguida, estes arquivos foram exportados para o programa de elementos finitos **ANSYS 9.0** (Swanson Analysis Systems, Houston, Pa).

A análise de elementos finitos gerada foi bidimensional, de caráter estrutural, e utilizou-se do elemento sólido bidimensional PLANE 2 para a execução da malha. Este elemento apresenta 6 nós e 3 arestas, descrevendo uma parábola, e foi escolhido porque possibilita um refinamento apropriado da malha, principalmente em locais de maior interesse, como nas roscas do implante, além de apresentar uma interpolação mais precisa na representação do campo de deslocamentos, quando comparado com elementos bidimensionais retangulares (ALVES FILHO, 2000).

Para a modelagem, todas as áreas foram aglutinadas, de modo que o computador interpretasse como “estruturas solidárias”. O próximo passo foi a geração das malhas, que foram confeccionadas, levando em consideração uma “compatibilidade” de tamanhos entre as várias estruturas em cada modelo. Assim, o mesmo valor de tamanho de um elemento para a resina, por exemplo, foi utilizado

em todos os modelos, de forma idêntica. Um exemplo de malha gerada está apresentado na Figura 13, que representa o modelo C deste estudo.

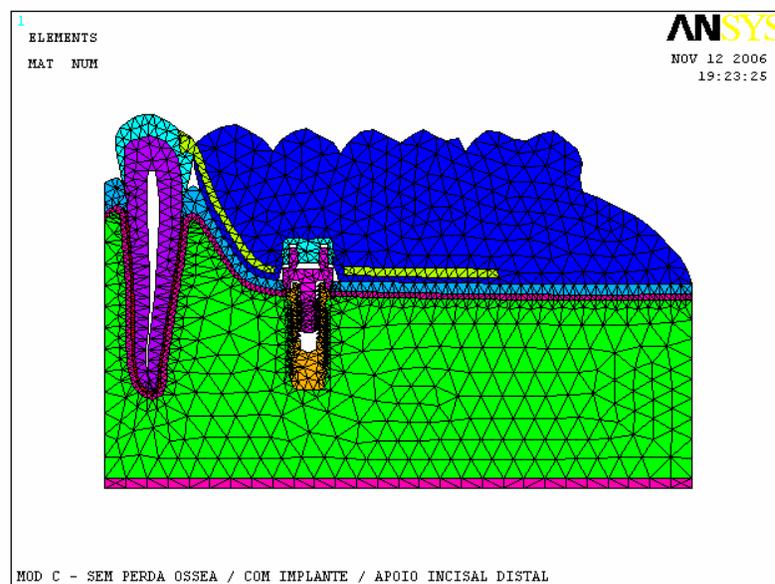


Figura 13 - Modelo C após a geração da malha de elementos finitos

Para que o método funcione corretamente, é necessário que sejam incorporadas as propriedades mecânicas dos materiais de cada estrutura que compõe o modelo, o que foi realizado de acordo com o quadro 4, a seguir.

Quadro 4 - Propriedades mecânicas dos elementos que compõe os modelos

Estrutura	Modulo de Elasticidade ϵ(Gpa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Autores
Esmalte	41,0	0,30	Farah et al. (1988)
Dentina	18,60	0,31	Farah et al. (1988)
Ligamento Periodontal	0,0689	0,45	Farah et al. (1988)

Fibromucosa	0,68	0,45	Ko et al. (1992)
Osso Cortical	13,70	0,30	Farah et al. (1988)
Osso esponjoso	1,37	0,30	Farah et al. (1988)
Implante (Ti)	103,40	0,35	Sertgoz & Gunever (1996)
Sistema ERA (Ti)	103,40	0,35	Sertgoz & Gunever (1996)
Estrutura de CrCo	185,00	0,35	Williams (1981)
Resina acrílica	8,30	0,28	Darbar et al. (1995)
Cápsula de Nylon	2,4	0,39	<i>Cornell University (1996)</i>

4.6. Restrições e aplicação de forças

Para simular simetria no modelo, todo o lado direito e o lado esquerdo foram fixados na direção x , horizontal. Além disso, a base do modelo foi fixada nas duas direções, x e y . Dessa forma, o movimento de intrusão não foi bloqueado em nenhuma estrutura a ser analisada, estando o osso cortical da base como verdadeiro suporte de todo o modelo. Nos modelos que possuíam a placa distal associada, toda a superfície entre a placa distal, a resina que entra em contato com o esmalte dental e o próprio esmalte dental nesta região foram fixados na direção x . Porém, como as estruturas foram “não solidárias”, o movimento vertical é possível e independente entre as estruturas. Todas as estruturas foram simuladas homogêneas, isotrópicas e linearmente elásticas, e os modelos assumidos em estado plano de tensões.

O carregamento de forças foi realizado nas pontas de cúspide dos dentes naturais e artificiais simulados, distribuindo um total de 50 N em cada

cúspide, dividido em 5 aplicações de 10 N, o que representa um total de 400 N. A figura 14 ilustra a aplicação de forças no modelo C.

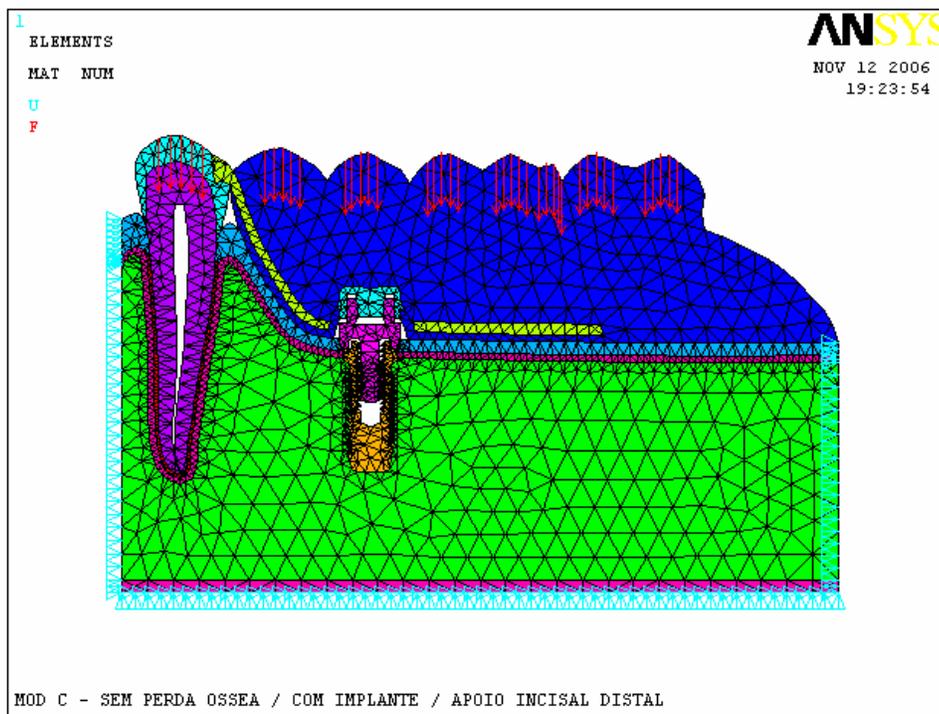


Figura 14 - Esquema das restrições e aplicação de forças no modelo C

Em seguida, o problema matemático simulado foi resolvido pelo software ANSYS 9.0, possibilitando gerar, como resultados, mapas de tensão de von Mises e de deslocamento.

5. Resultado

Os resultados foram obtidos através de mapas de deslocamento e tensão de von Mises. Os mapas de deslocamento apresentam unidades em mm (milímetros) e os mapas de tensão, em MPa (megaPascal). Os mapas ilustrados nos resultados, mostram estes com mesma escala, ou seja, todos os mapas de uma mesma estrutura apresentam-se em um mesmo padrão, o que possibilita uma

melhor análise destes. Estes mapas foram obtidos a partir dos mapas automáticos, gerados pelo ANSYS 9.0, que estão representados nesta tabela 1. Os resultados em vermelho representam o máximo valor obtido para cada estrutura, enquanto os azuis, o mínimo. Os mapas originais deste estudo e que serviram como bases para a confecção desta tabela, encontram-se no anexo deste estudo.

5.1. Mapas de deslocamento

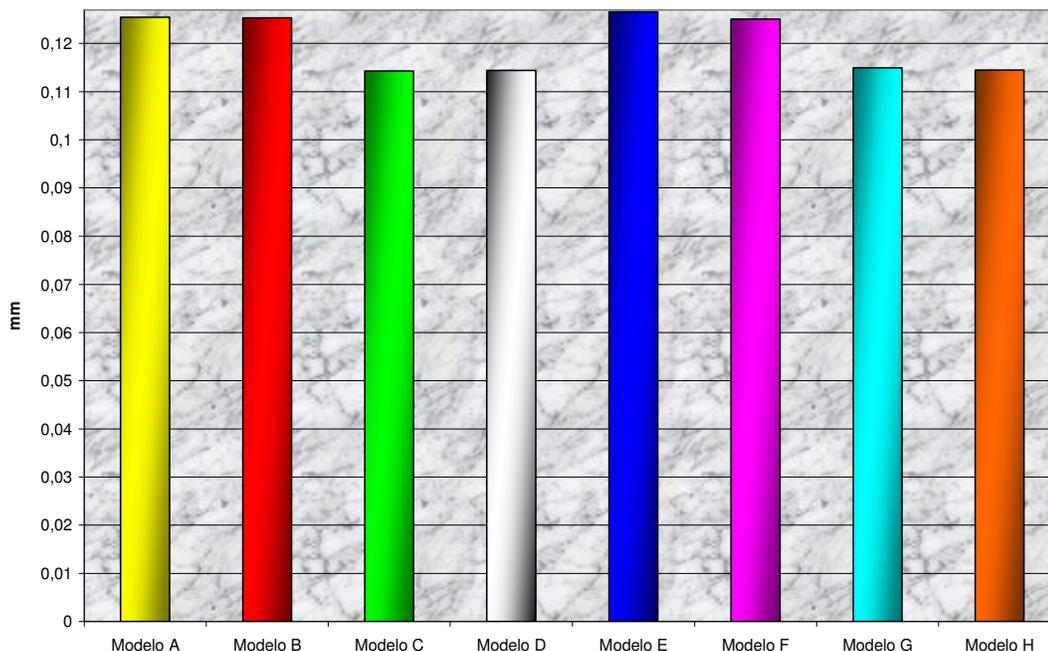
De acordo com a tabela 1 a seguir e do gráfico 1 adiante, o maior valor de deslocamento, 0,126598 mm, foi obtido no modelo E (PPR convencional / sem implante / periodonto reduzido). Todos os modelos apresentaram o valor mínimo igual a 0. Assim, para a geração dos mapas de deslocamento (figs. 15 a 22), estes valores foram tomados

como base, sendo o valor máximo (0,126598 mm) e valor mínimo (0 mm). Dessa forma, todas as figuras podem agora ser analisadas em termos de distribuição de cores, já que a escala é a mesma. Este raciocínio foi utilizado também para a geração de todos os mapas de tensão, em todas as estruturas individualizadas, que serão apresentadas posteriormente.

Tabela 1 – Valores máximo e mínimo de deslocamento (mm) e de tensões de von Mises (MPa) nas estruturas envolvidas neste estudo

	Modelo A		Modelo B		Modelo C		Modelo D		Modelo E		Modelo F		Modelo G		Modelo H	
	PPR / sem implante / apoio distal / sem perda óssea	Máx	PPR / sem implante / placa distal / sem perda óssea	Mín	Máx	PPR / com implante / apoio distal / sem perda óssea	Mín	Máx	PPR / sem implante / apoio distal / com perda óssea	Mín	Máx	PPR / com implante / placa distal / com perda óssea	Mín	Máx	PPR / com implante / placa distal / com perda óssea	Mín
Deslocamento	0	0,125456	0	0,125354	0	0,114291	0	0,114431	0	0,126598	0	0,125099	0	0,114973	0	0,114486
Tensão Geral	0,19434	70,221	0,131011	97,024	0,054944	196,683	0,042649	189,726	0,169801	75,503	0,236394	91,591	0,063866	201,023	0,047291	187,672
Osso Cortical	1,61	58,614	0,70945	49,814	1,499	46,692	0,58282	40,433	1,004	65,017	0,535689	51,972	0,859581	53,528	0,565385	41,913
Osso Esponjoso	1,012	17,609	0,4524	15,459	0,608013	25,888	0,393769	26,25	0,887511	18,11	1,046	14,56	0,62376	26,869	0,63586	27,235
Fibromucosa	0,757914	8,422	1,174	9,831	0,344194	9,284	0,378778	8,969	0,169801	7,758	0,427286	10,422	0,200425	9,623	0,364589	9,299
Ligamento	1,21	49,314	0,537738	40,165	0,849167	39,649	0,240387	33,512	1,584	50,029	0,974114	36,339	1,613	42,041	1,013	30,979
Dente	1,581	61,518	0,403964	35,68	1,375	44,014	1,266	41,767	0,276387	58,975	1,151	34,824	0,332222	54,083	0,879666	32,367
Sist. retenção	-	-	-	-	3,971	112,886	4,171	106,695	-	-	-	-	4,681	115,258	0,961801	105,746
Implante	-	-	-	-	0,054944	196,683	0,042649	189,726	-	-	-	-	0,063866	201,023	0,047291	187,672

Gráfico 1 – Valores máximos de deslocamento geral



A análise do mapa acima mostra que os modelos com implante associado (modelos C, D, G e H) experimentaram uma redução dos valores de deslocamento ao redor de 8 a 9% em média, indicando que o implante auxiliou na limitação do movimento de intrusão da PPR. Apesar do Modelo E apresentar o maior valor, as variações entre os Modelos A, B, E e F foram pequenas.

Pela análise das figuras 15 a 22, que representam os mapas de deslocamento, é possível observar que

os pontos de máxima e mínima se mantiveram nas mesmas localizações em todos os modelos, com a máxima próximo à cúspide distal do primeiro molar, e a mínima na base do modelo, próximo à área do ápice dental.

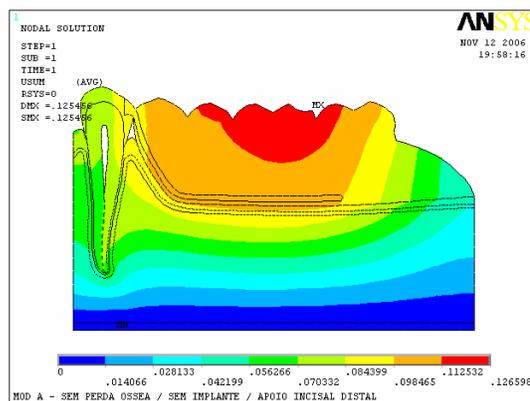


Fig.15 – Mapa de deslocamento do modelo A

Em uma análise comparativa, é possível observar que os mapas, sem implante associado, se mantiveram praticamente com a mesma distribuição interna de deslocamento, assim como os modelos que possuíam implante associado.

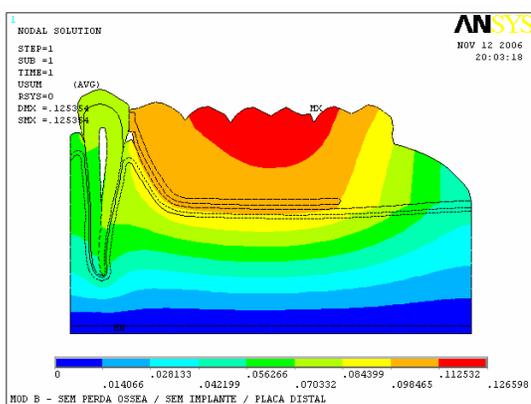


Fig.16 – Mapa de deslocamento do modelo B

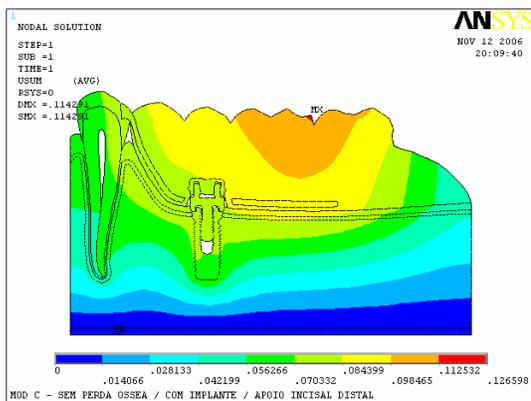


Fig.17 – Mapa de deslocamento do modelo C

Pela observação da franja de valor 0,084399 – 0,098465 mm, é possível notar que os modelos com implante incorporado diminuíram a

tendência a intrusão da PPR. Ainda pela observação da mesma franja, é possível verificar que os Modelos A e E, que incluíam PPR convencional com suporte hígido e com perda óssea, respectivamente, mostraram uma maior tendência de movimento do dente suporte, sendo mais acentuada no modelo com perda óssea (modelo E).

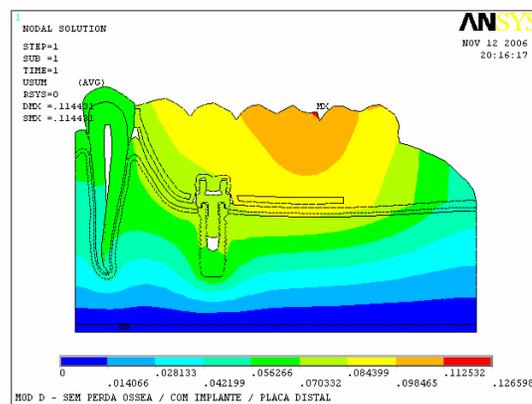


Fig.18 – Mapa de deslocamento do modelo D

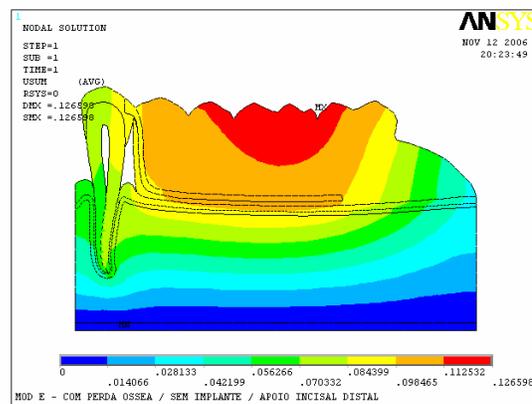


Fig.19 – Mapa de deslocamento do modelo E

Outro achado Interessante é que a tendência à movimentação do dente suporte no Modelo F (placa distal / sem implante / com perda óssea) foi menor que no Modelo B (placa distal / sem implante / sem perda óssea), o que pode ser notado pela observação da franja de valor 0,070332 – 0,084399 mm.

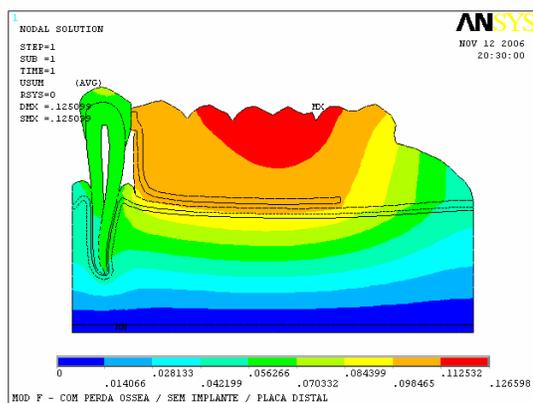


Fig.20 – Mapa de deslocamento do modelo F

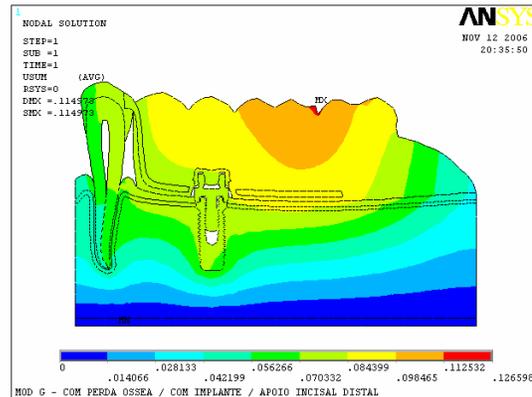


Fig.21 – Mapa de deslocamento do modelo G

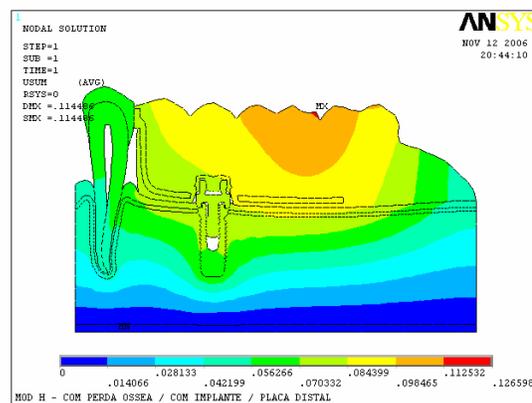


Fig.22 – Mapa de deslocamento do modelo H

5.2. Mapas de Tensão de von Mises

5.2.1. Mapas gerais

Os mapas gerais de tensão de von Mises mostraram que, sob uma forma bem generalizada, as estruturas que mais absorveram tensões foram a estrutura metálica da PPR e o implante

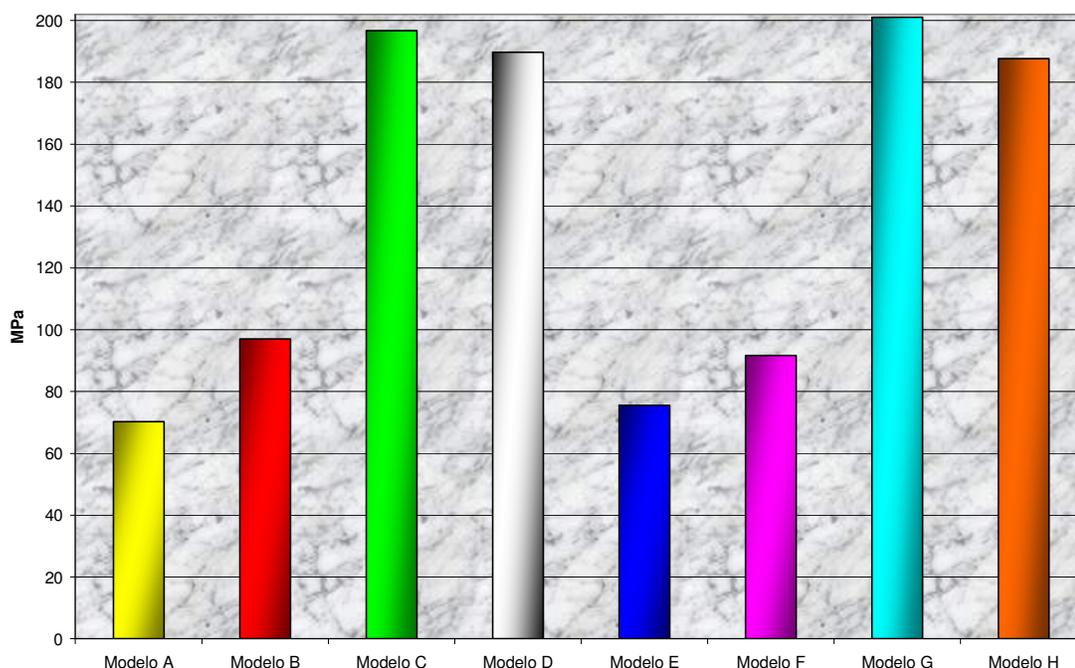
nos modelos, onde estes estavam presentes. (vide anexo).

Os pontos de máxima e mínima nos modelos com implante se mantiveram constantes e dentro do implante. Porém, não é possível se verificar detalhes pela observação

destas figuras, já que grandes diferenças não são notadas. O gráfico 2, a seguir, ilustra os valores máximos

de tensão geral de todos os modelos analisados.

Gráfico 2 – Valores máximos de tensão geral



Pela visualização do gráfico, nota-se que a introdução do implante (Modelos C, D, G e H) tende a um aumento dos níveis máximos de tensão. Este aumento chega a dobrar, quando comparados alguns pares de modelos com e sem implante (C-A, D-B, G-E, H-F) Porém, para uma melhor visualização e análise dos resultados

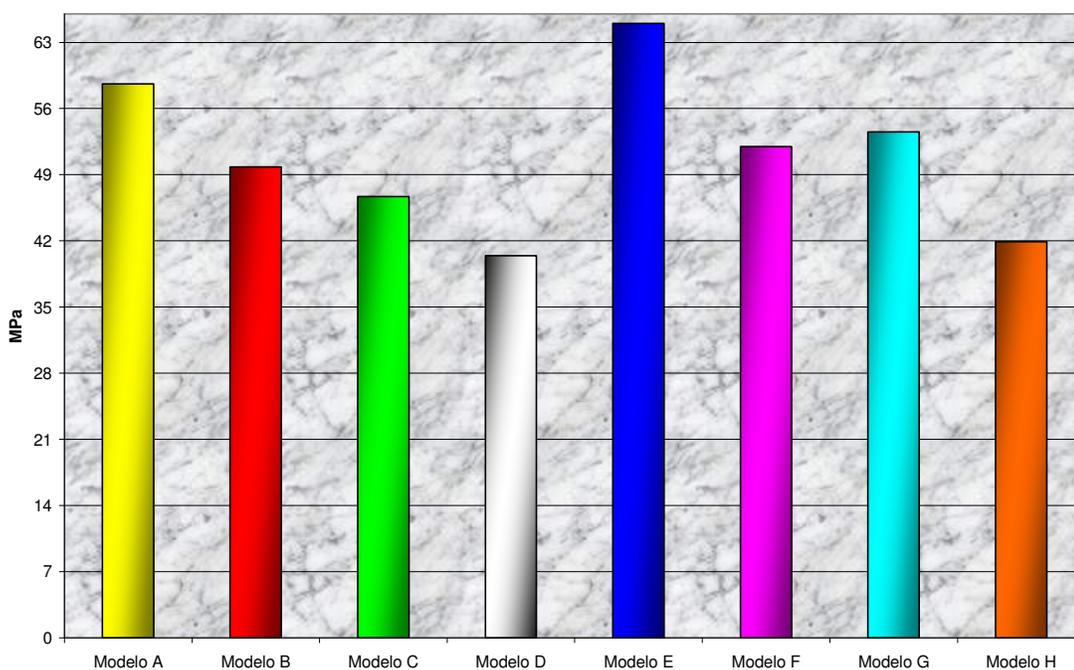
em relação à distribuição de tensões de von Mises, as estruturas de suporte da prótese removível foram individualizadas e padronizadas, levando em consideração o maior e menor valor para cada estrutura em particular, como descrito anteriormente, e os resultados obtidos serão apresentados a seguir.

5.2.2. Osso cortical

O gráfico 3, a seguir, ilustra os valores máximos de tensão de von

Mises obtidos para o osso cortical dos modelos analisados neste estudo.

Gráfico 3 – Valores máximos de tensão do osso cortical



Pela análise do gráfico 3 acima, é possível notar que os Modelos A (apoio distal / sem implante / sem perda óssea) e E (apoio distal / sem implante / com perda óssea) apresentaram os maiores valores para o osso cortical, sendo o valor do

Modelo E ligeiramente maior que o do Modelo A. O menor valor máximo foi obtido no modelo D, que apresenta implante associado, placa distal e sem perda óssea. Comparativamente, a introdução da placa mostrou uma diminuição dos níveis máximos de

tensão no osso cortical ao redor de 13-15%, entre os modelos sem perda óssea (pares A-B e C-D) e ao redor de 20% entre os modelos com perda óssea (pares E-F e G-H).

As figuras 31 a 38 ilustram os mapas de tensão de von Mises do osso cortical dos modelos estudados.

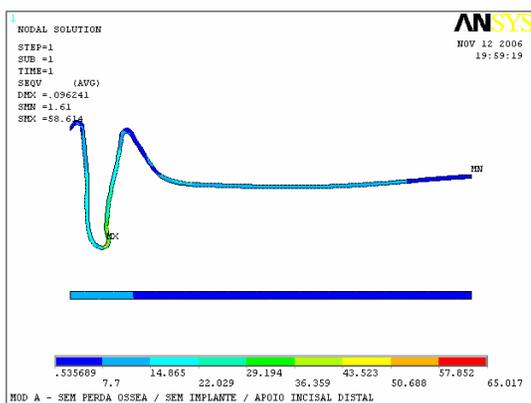


Fig.23 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo A

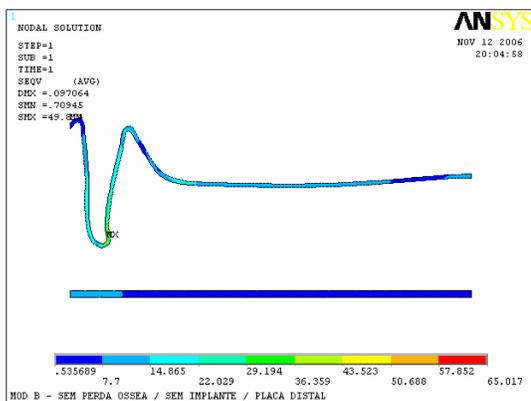


Fig.24 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo B

Nestas figuras observa-se que o ponto de máxima tensão localizou-se próximo ao ápice dental em todos os modelos. O de mínima, próximo à

papila mesial do dente suporte, exceto nos modelos A e C, onde a mínima localizou-se na distal do rebordo e na mesial do implante, respectivamente.

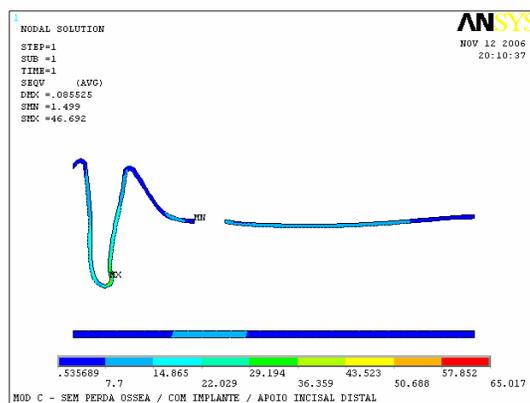


Fig.25 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo C

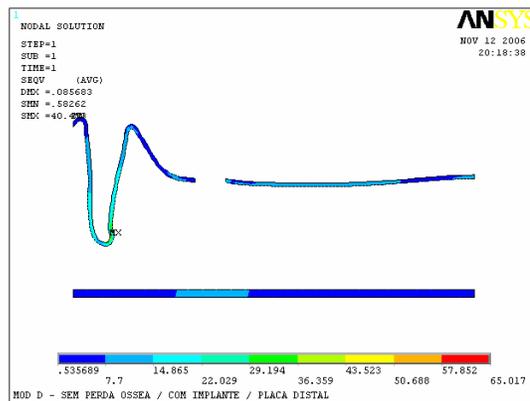


Fig.26 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo D

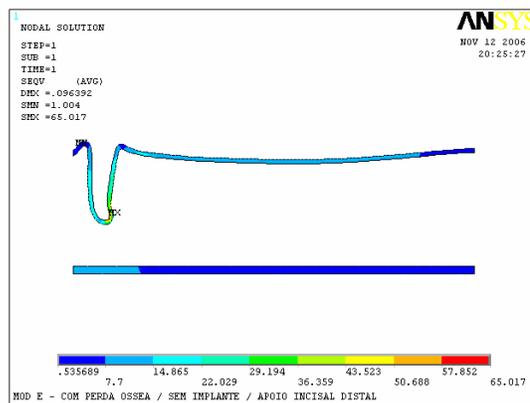


Fig.27 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo E

O modelo mais sobrecarregado foi o modelo E, com PPR convencional, apoio incisal e perda óssea, com valor de 65,017 MPa.

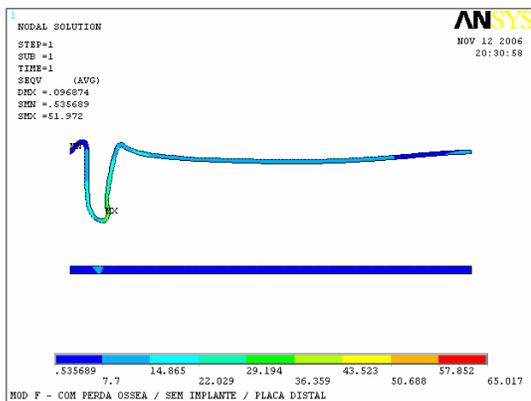


Fig.28 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo F

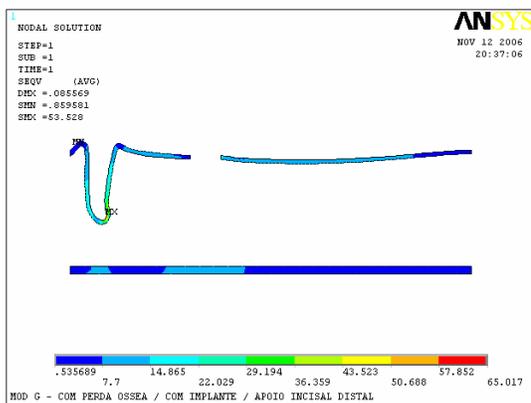


Fig.29 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo G

Numa análise comparativa entre os modelos, é possível notar que a introdução da placa propiciou um ligeiro aumento dos níveis de tensão ao longo da extensão do rebordo desdentado, o que pode ser observado

pelas pequenas áreas de concentrações de tensão, ilustrado pelas franjas de valor 14,865 – 22,029 MPa e 7,7 – 14,865 MPa. Na região da lâmina dura, ocorreu o inverso, aumentando os níveis de tensão nos modelos que possuíam apoio incisal. A diminuição do periodonto de suporte também levou a aumento dos níveis de tensão na região da lâmina dura, principalmente entre os modelos com apoio incisal e sem implante associado (Modelos A e E), o que pode ser verificado pelas extensões da franja de valor 22,029 – 29,194 MPa.

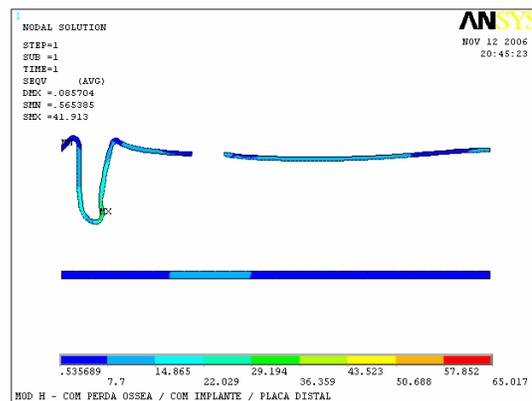


Fig.30 – Mapa de tensão do osso cortical do modelo H

5.2.3. Osso esponjoso

Os mapas de tensão do osso esponjoso estão representados nas figuras 39 a 46, representando os modelos A a H, respectivamente.

A tabela 1 mostra que o modelo que possui o maior valor de tensão para o osso esponjoso é o modelo H.

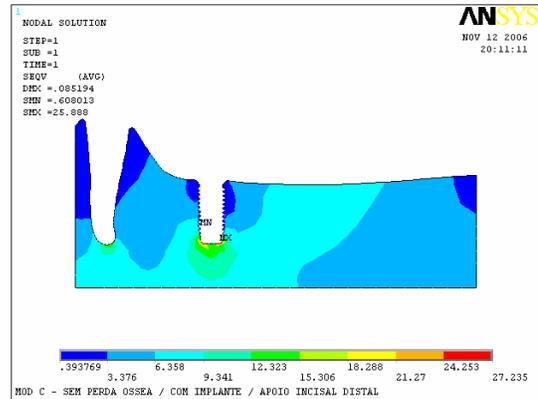


Fig.33 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo C

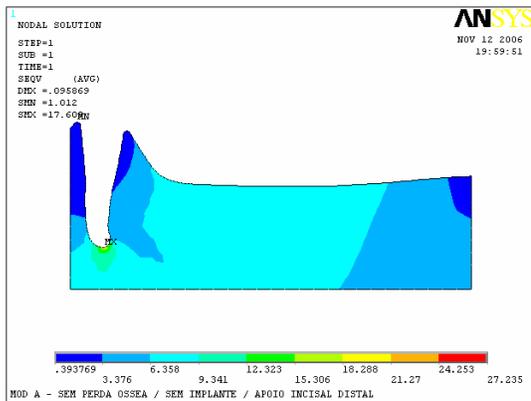


Fig.31 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo A

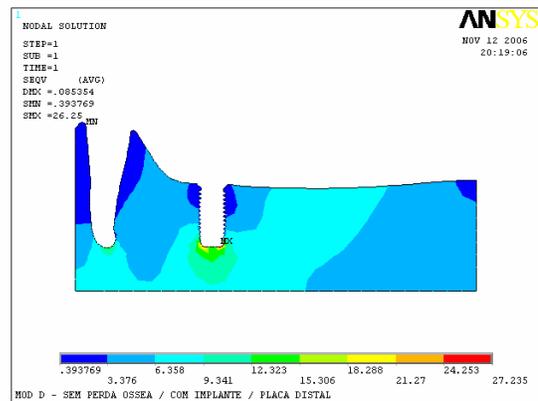


Fig.34 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo D

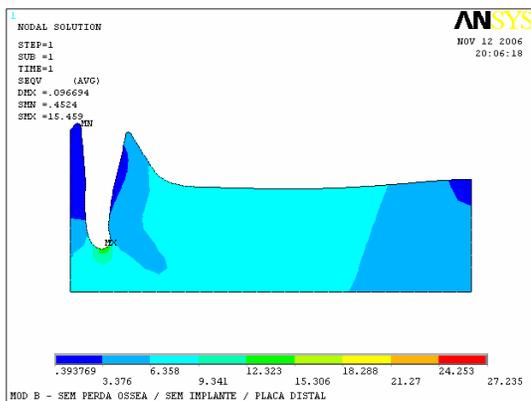


Fig.32 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo B

Os pontos de máxima tensão se localizaram no ápice do implante em todos os modelos, que incorporaram implante (modelos C, D, G e H) e no ápice do dente em todos os outros modelos (modelos A, B, E e F). Os pontos de mínima tensão, ou se localizaram na crista mesial ao dente

suporte ou na superfície interna mesial próxima ao implante.

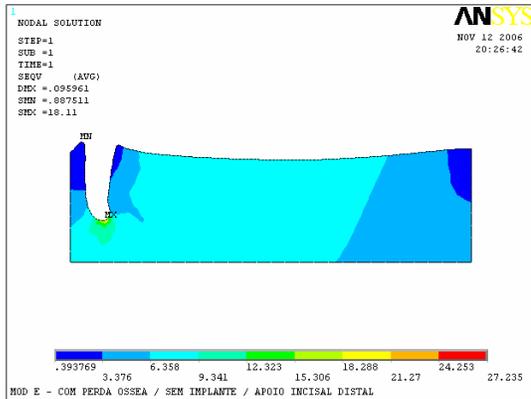


Fig.35 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo E

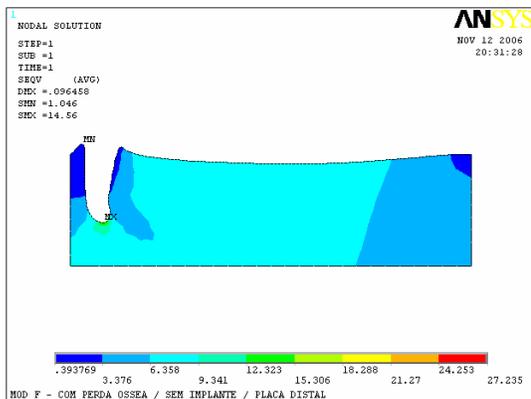


Fig.36 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo F

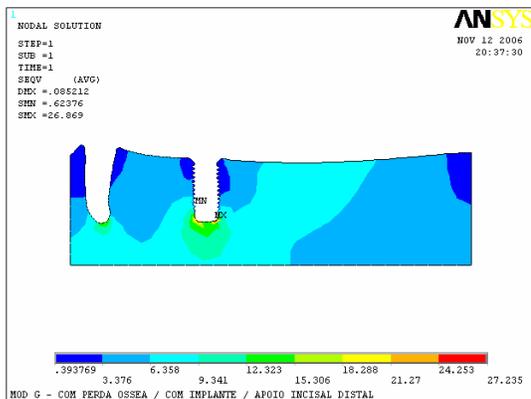


Fig.37 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo G

Numa análise comparativa, é possível notar que a introdução da placa possibilitou uma diminuição dos níveis de tensão na região próxima ao ápice dental, em todos os modelos que a incorporaram (modelos B, D, F e H).

A região próxima ao ápice do implante e distalmente a este mostrou um aumento dos níveis de tensão, com a introdução da placa, o que pode ser notado pela extensão da franja de valor 6,358 – 9,341 MPa nos modelos deste estudo. Além disso, a observação da mesma franja citada acima mostra que, quando o periodonto de suporte é reduzido em próteses convencionais (pares de modelos A-E e B-F), os níveis de tensão do osso esponjoso, próximo ao dente suporte, aumenta ligeiramente. O mesmo fato não é visualizado entre os modelos que incorporaram implante associado ao sistema ERA de retenção (pares de modelo C-G e D-H). Nestes pares, apenas o ápice do

dente suporte é ligeiramente sobrecarregado nas próteses que utilizaram apoio incisal distal, como meio de conexão à PPR (modelos C e G). A visualização da franja de valor 15,306 – 18,288 MPa, próxima ao ápice dental, mostra este resultado.

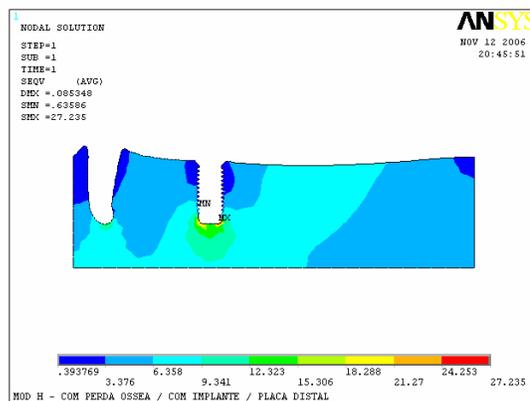


Fig.38 – Mapa de tensão do osso esponjoso do modelo H

5.2.4. Fibromucosa

As figuras 47 a 54 ilustram os mapas de tensão da fibromucosa dos modelos A a H, respectivamente.

estrutura. O modelo E, por sua vez, mostrou o menor valor de tensão máxima.

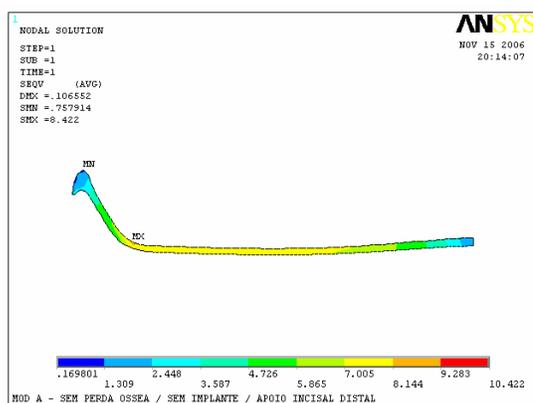


Fig.39 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo A

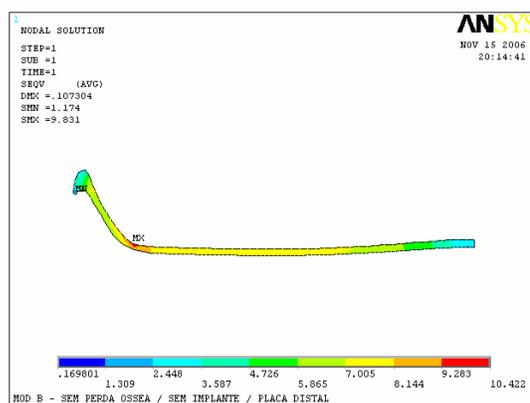


Fig.40 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo B

Os valores para as máximas tensões estão representados na tabela 1, e mostram que o modelo F, com 10,422 MPa, foi aquele que atingiu o maior valor de tensão para esta

Todos os modelos sem implante associado apresentaram o ponto de máxima na região do rebordo desdentado, onde a base da prótese contacta a fibromucosa. Os modelos

que incorporaram implante mostraram o ponto de máxima tensão próximo ao implante, na distal deste.

que para os modelos com implante, embora a tendência permaneça, é muito mais sutil.

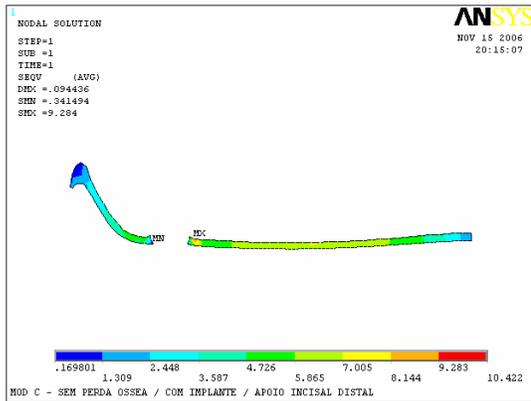


Fig.41 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo C

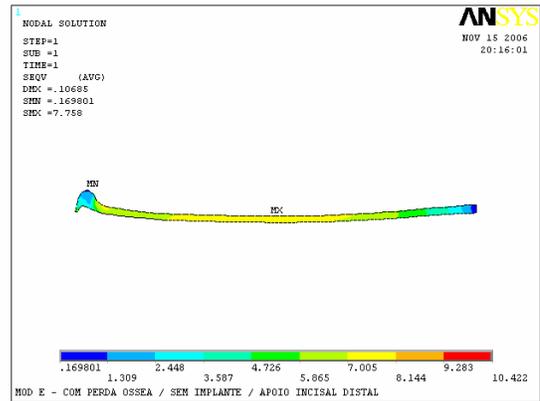


Fig.43 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo E

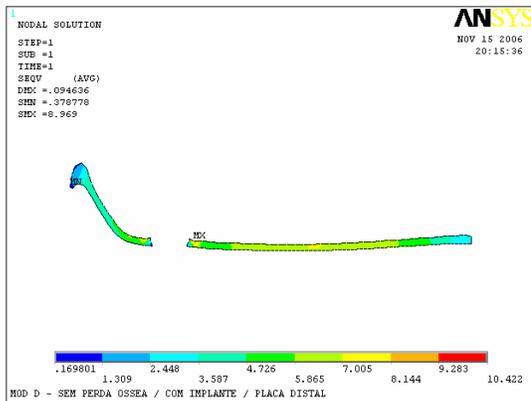


Fig.42 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo D

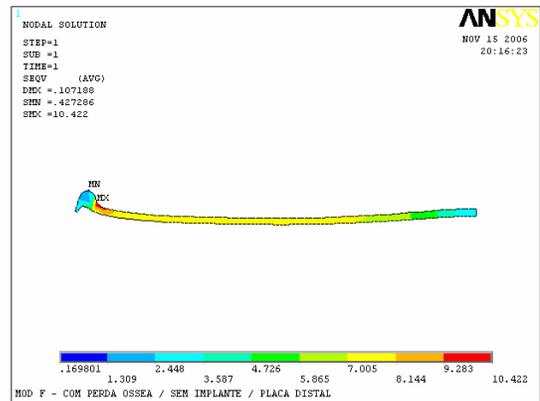


Fig.44 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo F

Numa análise comparativa, foi possível verificar que a introdução da placa distal proporcionou um aumento dos níveis de tensão na fibromucosa. Isto pode ser comprovado pela observação da franja laranja e amarela, comparando-se os pares de modelos A-B e E-F, principalmente, já

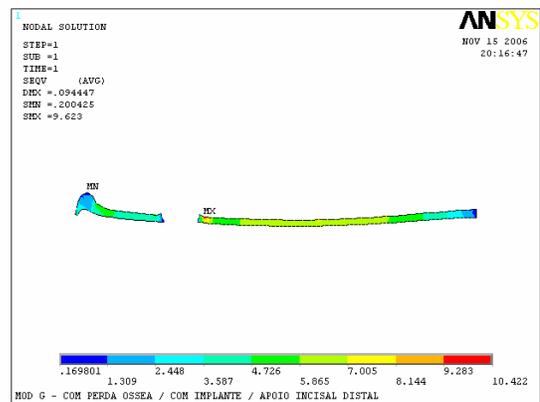


Fig.45 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo G

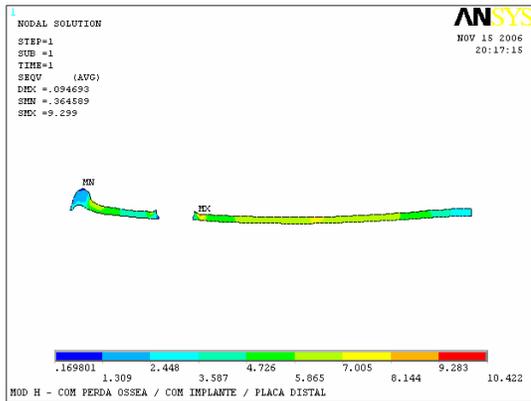


Fig.46 – Mapa de tensão da fibromucosa do modelo H

Pela diminuição da franja amarela, quando se comparam modelos com mesma configuração

5.2.5. Ligamento periodontal

O ligamento periodontal está ilustrado nas figuras 55 a 62.

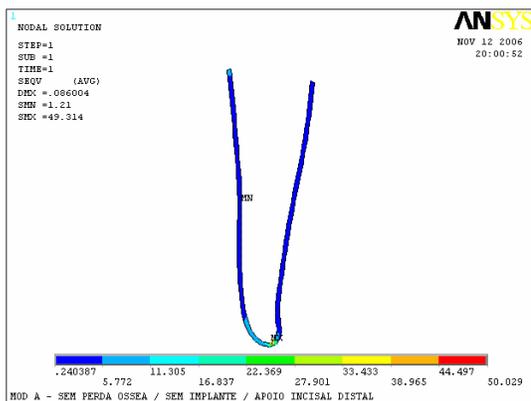


Fig.47 – Mapa de tensão do ligamento do modelo A

Os pontos de tensão máxima se localizaram na região do ápice dental.

com e sem implante, pode-se deduzir que a introdução do implante diminuiu consideravelmente os níveis de tensão na fibromucosa.

A diminuição do periodonto de suporte proporcionou um aumento dos níveis de tensão da fibromucosa, principalmente na região próxima ao dente suporte. Isto pode ser observado, comparando-se os pares de modelo A-D, B-E, C-F e G-H.

O ponto de mínima teve localização variada: no modelo A localizou-se na porção média na região mesial; nos modelo B, C e D localizou-se na região distal do ligamento, sendo mais alto no modelo E e mais baixo no modelo H; nos modelos E a H localizou-se na distal, próximo ao ápice dental.

Os valores foram menores nos modelos com placa distal, quando comparados os pares de modelo A-B,

C-D, E-F e G-H. O maior valor foi encontrado no modelo E, com 50,029 MPa, que possuía apoio incisal distal e prótese removível convencional, com periodonto de sustentação reduzido.

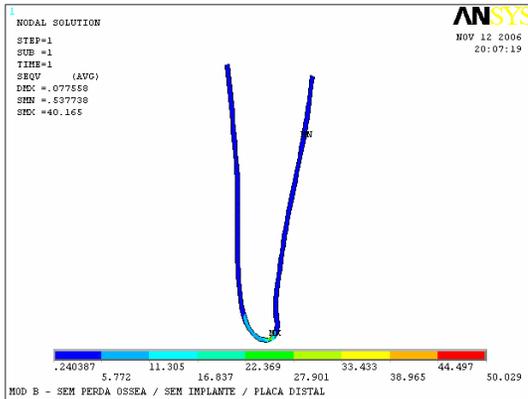


Fig.48 – Mapa de tensão do ligamento do modelo B

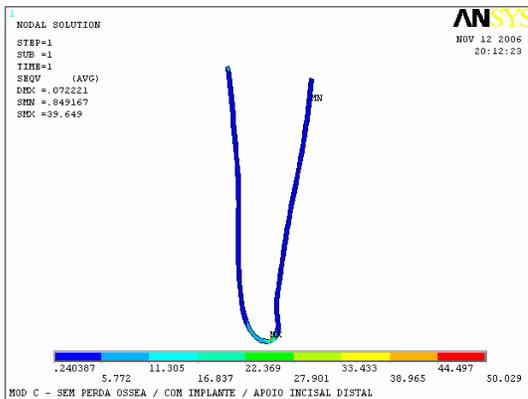


Fig.49 – Mapa de tensão do ligamento do modelo C

Quando comparados os valores máximos dos pares de modelos com periodonto normal e com periodonto reduzido, os resultados mostram que, para os modelos com apoio incisal, os valores aumentam

com a diminuição do rebordo; mas, para os modelos com placa associada, os valores diminuem com a diminuição do rebordo.

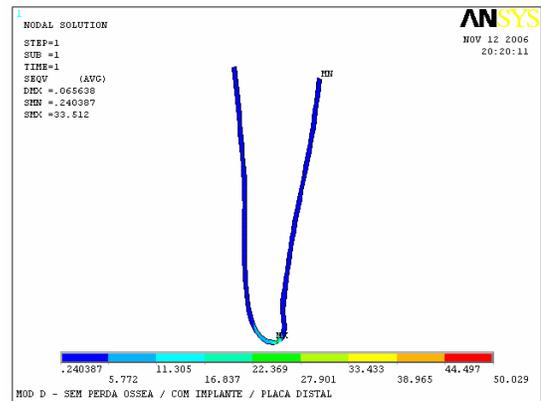


Fig.50 – Mapa de tensão do ligamento do modelo D

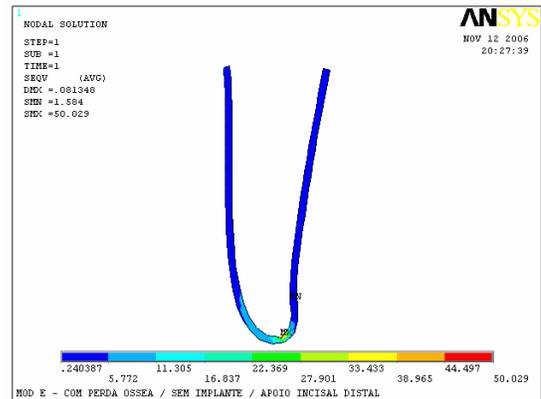


Fig.51 – Mapa de tensão do ligamento do modelo E

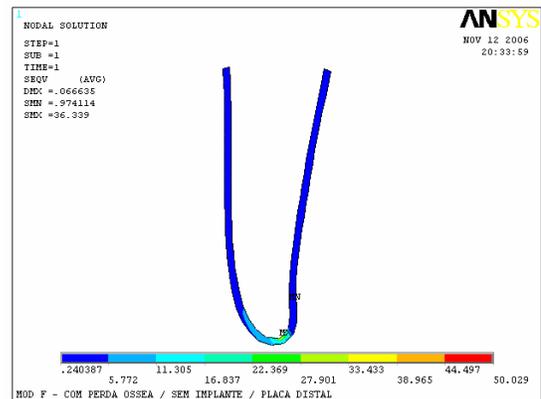


Fig.52 – Mapa de tensão do ligamento do modelo F

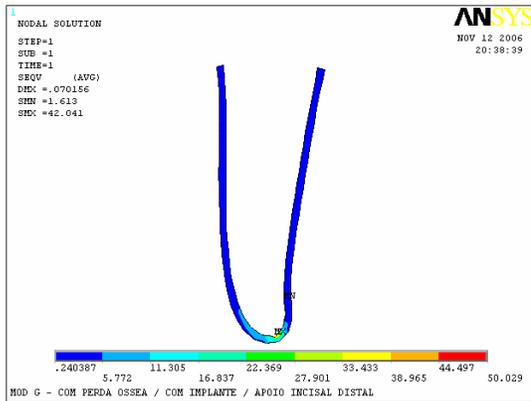


Fig.53 – Mapa de tensão do ligamento do modelo G

Numa análise comparativa, os padrões de distribuição de tensão são muito próximos, não possibilitando que haja diferenciação dos resultados. Assim, para todos os modelos, existe uma grande área com pouca

distribuição de tensões na superfície distal e mesial do ligamento e uma área de concentração de tensões no ápice dental.

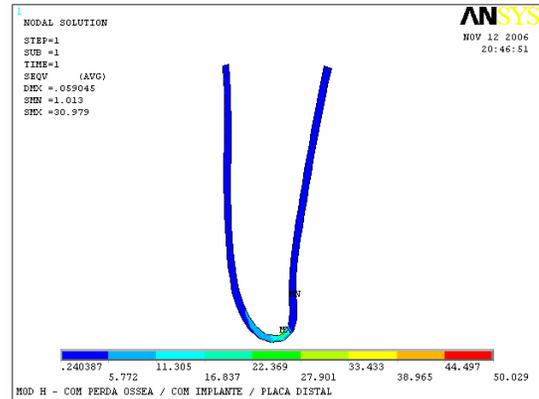


Fig.54 – Mapa de tensão do ligamento do modelo H

5.2.6. Dente suporte

As figuras 63 a 70 mostram os mapas de tensão do dente suporte.

Numa análise da tabela 1, dos valores máximos e mínimos de todos os modelos, verifica-se que o modelo que apresentou o maior valor no dente suporte foi o modelo A com 61, 518 MPa, e o menor valor máximo

encontrado no modelo H, com 32,367 MPa.

Comparando-se os valores máximos, foi possível verificar que a introdução da placa distal diminuiu a tensão máxima em todos os pares de modelos (A-B; C-D; E-F; e G-H).

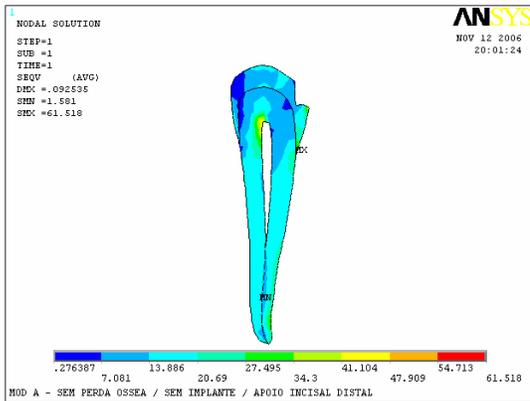


Fig.55 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo A

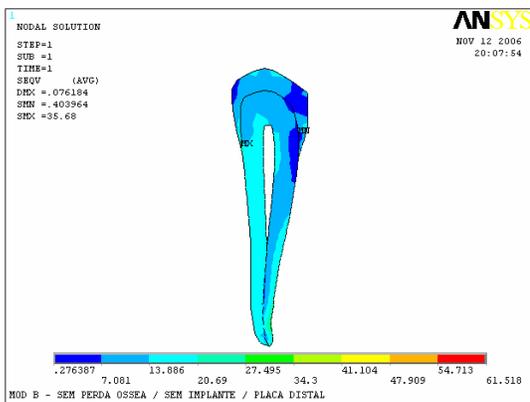


Fig.56 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo B

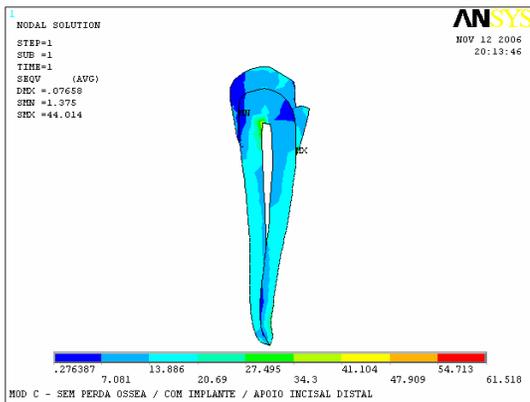


Fig.57 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo C

A diminuição do periodonto de sustentação mostrou que, para os modelos sem implante associado, houve uma diminuição do nível de

tensão máxima. Embora muito discreta, isto pode ser visto, comparando-se os valores dos modelos A-E e B-F. Para os modelos com implante associado, com o uso do apoio, o nível de tensão máxima aumentou bastante (de 44,014 MPa para 54,083 MPa). Mas, com o uso da placa distal, este padrão inverteu, passando de 41,767 MPa no modelo D para 32,367 MPa no modelo A.

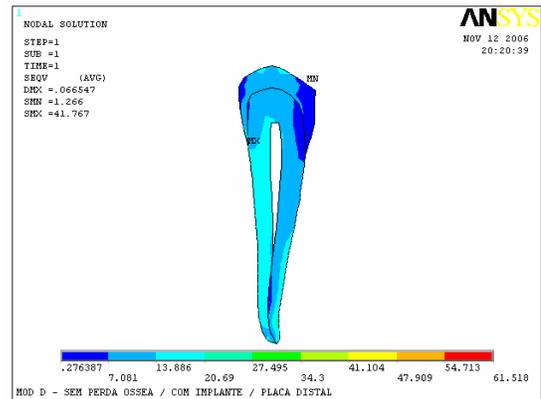


Fig.58 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo D

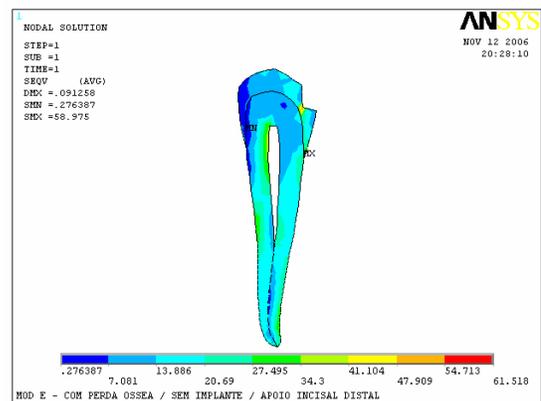


Fig.59 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo E

Os pontos de máxima e mínima se mantiveram nas mesmas localizações entre os modelos com apoio incisal e entre os modelos com placa distal. Nos modelos com apoio incisal, o ponto de máxima se localizou na junção esmalte-dentina, logo abaixo do apoio, e nos modelos com placa distal, localizou-se na junção esmalte-dentina mesial. O ponto de mínima para os modelos com apoio incisal localizou-se na região mesial, próximo à junção esmalte-dentina, e, para os modelos com placa distal, na distal do dente suporte, ou na região distal do esmalte, ou na região distal da dentina próximo ao ápice.

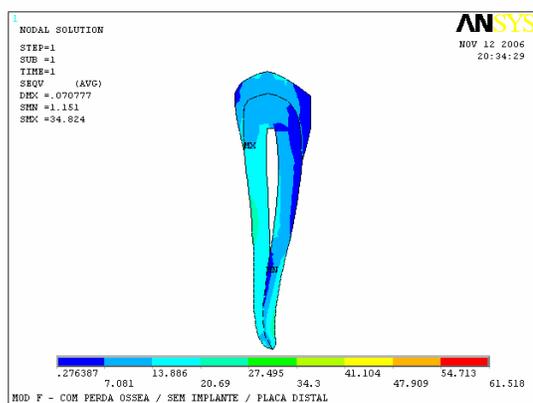


Fig.60 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo F

Numa análise comparativa, é

possível verificar que os modelos com apoio incisal sobrecarregaram a região logo abaixo ao apoio, principalmente no modelo E, o que pode ser facilmente observado pela visualização da franja amarela neste modelo. Nos modelos com placa distal, a visualização das franjas azuis mostra que a metade distal do dente suporte ficou aliviada, quando comparada com os modelos com apoio incisal.

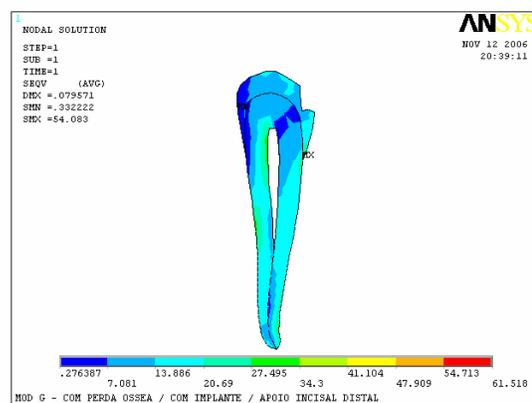


Fig.61 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo G

Analisando-se os pares de modelos sem perda óssea e com perda óssea (pares A-E, B-F, C-G e D-H) é possível observar que a redução do periodonto de suporte aumenta os níveis de tensão do dente suporte em

todos os modelos analisados, principalmente nos modelos com apoio incisal. Isto pode ser facilmente visualizado pela comparação da franja colorida de valor 20,69 – 27,495 MPa em todos os modelos. O par de modelo D-H, com implante associado e com placa distal, foi o que mostrou a menor variação das franjas coloridas.

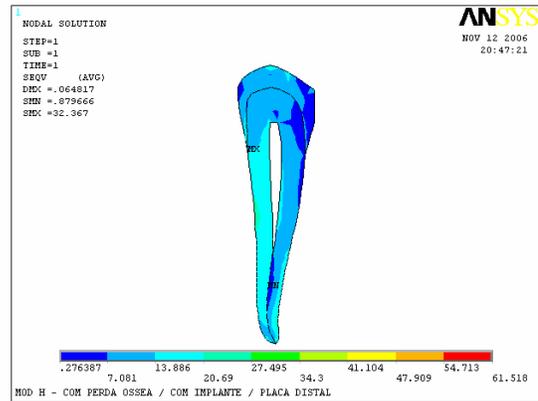


Fig.62 – Mapa de tensão do dente suporte do modelo H

5.2.7. Sistema de retenção

Os sistemas de retenção dos modelos C, D, G e H estão representados nas figuras 71 a 74.

entre si, com 112,886 MPa para o modelo C, 115,258 para o modelo G, 106, 695 para o modelo D e 105, 746 para o modelo H.

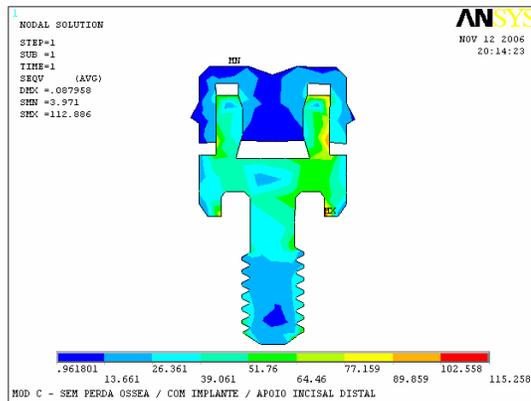


Fig.63 – Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo C

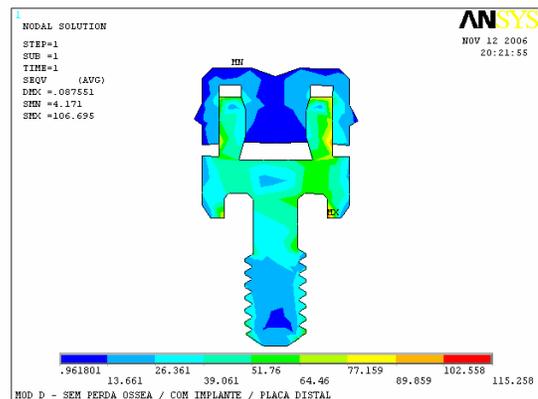


Fig.64 – Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo D

Os valores para os modelos com apoio incisal (C-G) e com placa distal (D-H) foram muito próximos

Analisando estes valores, nota-se que a introdução da placa

distal reduziu os níveis de tensão máxima para o sistema de retenção. Porém, quando se diminuiu o periodonto de suporte, apenas os modelos com apoio incisal mostraram um aumento dos valores máximos no sistema de retenção.

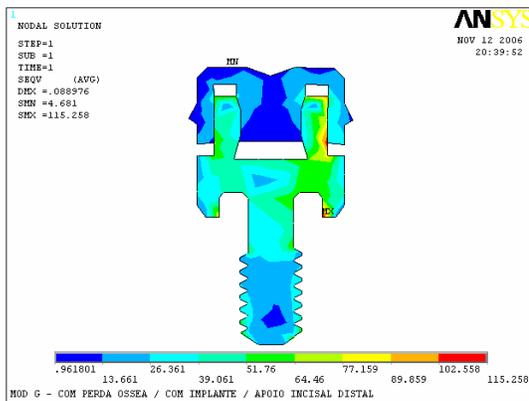


Fig.65 – Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo G

Em uma análise comparativa, foi possível notar que os modelos com apoio incisal distal mostraram concentração de tensão ligeiramente maior que os modelos com placa

5.2.8. Implante

Os mapas do implante estão representados nas figuras 75 a 78.

distal. Isto pode ser visualizado pela extensão da franja amarela, quando se comparam os pares de modelos com apoio (C-G) com os pares de modelos com placa (D-H). Porém, comparativamente, a diminuição do periodonto de sustentação não mostrou variação na distribuição das cores, quando comparados os modelos sem perda óssea (modelos C e D) com os modelos com perda óssea (modelos G e H).

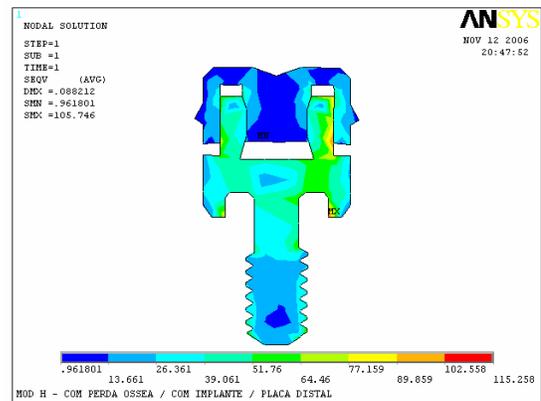


Fig.66 – Mapa de tensão do sistema de retenção do modelo H

O maior valor de tensão para o implante foi encontrado no modelo G,

com 201,023 MPa, seguido pelo valor do modelo C (196,683 MPa), modelo D (189,726 MPa) e modelo H (187,672 MPa).

o periodonto de suporte, mas, para os modelos com placa distal, os valores diminuíram com a diminuição do periodonto de suporte.

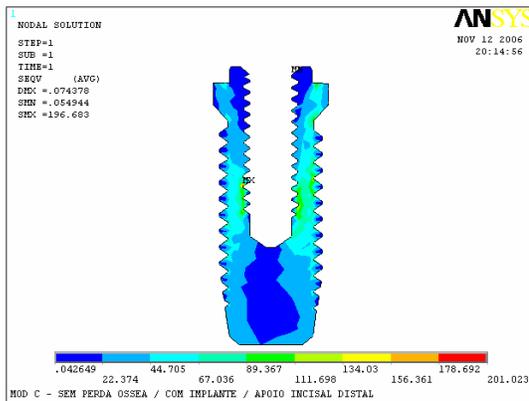


Fig.67 – Mapa de tensão do implante do modelo C

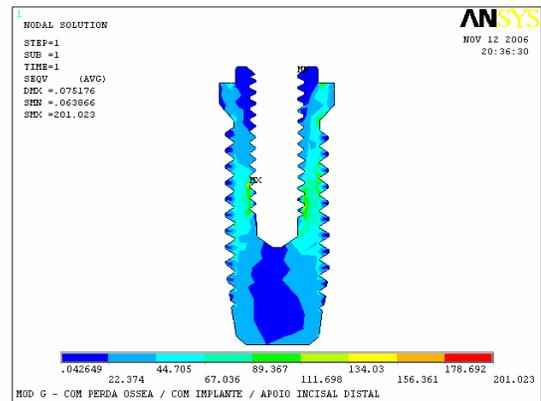


Fig.69 – Mapa de tensão do implante do modelo G

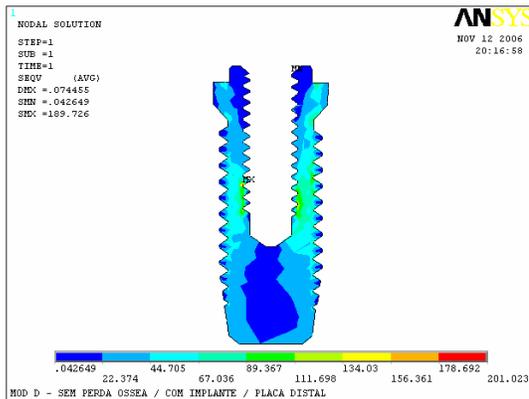


Fig.68 – Mapa de tensão do implante do modelo D

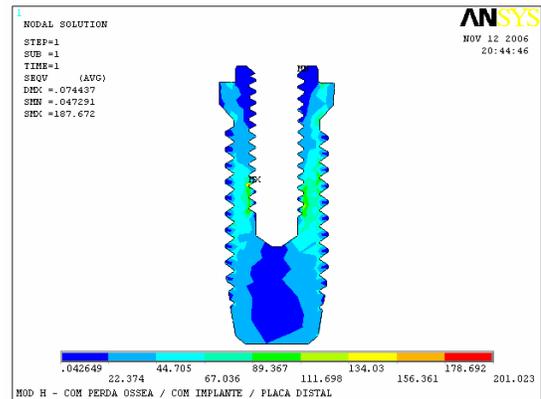


Fig.70 – Mapa de tensão do implante do modelo H

Por estes resultados, os modelos com apoio distal mostraram um maior valor de tensão máxima do que os modelos com placa distal. Novamente, para os modelos com apoio incisal, o valor de tensão máxima aumentou, quando se reduziu

Numa análise comparativa, os modelos mostraram uma distribuição interna de tensões parecida, com diferenças muito pequenas, mas que não mostram uma tendência de maior ou menor sobrecarga para um ou para outro modelo.

6. Discussão

O tratamento usual de escolha, para reabilitar um paciente desdentado posterior, pode variar desde uma PPR convencional a uma prótese fixa sobre implante, passando por desenhos com uso de cantilever. Porém, como ressaltado por Itoh et al. (1998), uma PPR convencional pode não prover adequada função e conforto ao paciente, principalmente se houver dentes com suporte periodontal reduzido. Quando se imagina a reabilitação de uma extremidade livre, uma ótima opção é uma reabilitação implanto-suportada. Entretanto, existem restrições anatômicas, financeiras e técnicas que podem inviabilizar este tipo de tratamento. (MAEDA et al., 2005) Assim, uma alternativa eficaz para se evitar a necessidade de cirurgias de enxerto ósseo ou lateralização de nervo é a colocação de um implante osseointegrado no rebordo residual sob a base protética da PPR, agindo como suporte e/ou retenção, procedimento sugerido por diversos autores. (KELTJENS et al., 2003; MITRANI et al., 2003; ULUDAG & CELIK, 2006; PELLIZZER & VERRI, 2006; OHKUBO et al., 2006). Maeda et al. (2005) afirmam que, apesar da PPR convencional ser a opção mais indicada para estes casos, ela não é capaz de manter a distribuição de stress necessário à fisiologia da ATM. Sugerem, ainda, por seus resultados, que a colocação de um único implante abaixo da sela da extremidade livre não só estabelece um suporte oclusal estável, como também previne a reabsorção óssea na região do osso temporal. Citam inclusive, que a localização do implante, próximo à área do segundo molar, melhora o esquema oclusal, mas que, mesmo um implante colocado próximo à área do primeiro pré-molar, ainda melhora efetivamente o suporte oclusal. A escolha da localização do implante neste trabalho foi baseada no trabalho de Cunha (2004), que mostrou ser a

colocação do implante mais próximo ao dente suporte mais favorável para a distribuição de tensões. Dessa forma, os dados de Maeda et al. (2005) vêm corroborar com a escolha realizada nesse estudo, assim como o trabalho de Pellizzer & Verri, que utilizaram, além do implante na região citada, placa distal, como meio de conexão entre o dente suporte e a PPR. Considerando que o trabalho de Verri et al. (2006) mostrou que os resultados deste tipo de associação são mais favoráveis pelo uso de placa distal e não apoio oclusal, foi intuito deste trabalho novamente avaliar a influência do sistema de conexão. Mas, agora, variando-se o nível de inserção óssea com um sistema de retenção sobre o implante. A escolha do sistema de retenção baseou-se no trabalho de Pellizzer (2006), que mostrou melhores resultados na associação PPR/implante com o sistema ERA-Sterngold.

Pelos resultados obtidos neste estudo, foi possível observar que, tanto a colocação de um implante osseointegrado associado à PPR da forma descrita quanto a variação do sistema de conexão da PPR com o dente suporte ou a variação do nível de inserção óssea do dente suporte, mostraram diferenças quanto aos níveis de deslocamento e de tensão observados.

Os mapas de deslocamento mostraram claramente que a introdução do implante tendeu a uma menor movimentação da PPR e está de acordo com os trabalhos de Rocha (2001), Lucas (2003), Verri (2003), Cunha (2004), Santos (2005) e Pellizzer (2006). Espera-se que dentre as funções possíveis deste implante, uma é a de suporte para a peça, diminuindo seu grau de intrusão na fibromucosa, como afirmou Keltjens et al. (1993). Este achado evidencia o achado de outros estudos, como o de Ohkubo et al. (2006), que mostraram que a colocação de um implante, abaixo da sela protética de uma extremidade livre diminui o nível de deslocamento vertical da prótese, estabilizando-a. Ohkubo et al. (2006) afirmam, ainda, que, por

minimizar o deslocamento vertical, é esperado que este tipo de associação leve a uma menor reabsorção óssea, menor necessidade de reembasamento periódico e menos tensão para attachments de precisão, caso sejam utilizados. Outro fato interessante é que, apesar de não haver grandes diferenças em relação aos valores de máximo deslocamento, a introdução da placa diminui a tendência ao deslocamento de dente suporte e aumenta ligeiramente a tendência ao deslocamento da fibromucosa. A placa distal proporcionou uma liberdade de movimentação vertical e não sobrecarregou o dente suporte, estando de acordo com Cunha (2004) e Verri et al. (2006). Apesar disso, o contato da placa com o dente suporte não proporcionou alívio completo, já que forças laterais poderiam gerar um momento de força ao dente suporte, principalmente no sentido disto-mesial. Levando-se em consideração que as forças laterais são de pior prognóstico para o dente suporte, como afirmou Lucas (2003) e Pellizzer (2006), e também que as forças méσιο-distais neste modelo em questão seriam as que efetivamente prejudicariam o dente suporte, já que o movimento mesial pode ser controlado pelo contato com os dentes adjacentes (MORIKAWA et al., 1989), o uso da placa distal, com um elemento de retenção (no caso o sistema ERA-Sterngold, por exemplo), pode ser uma boa opção de tratamento (BERG & CAPUTO, 1992; PELLIZZER, 2006; GIFFIN, 1996; KU et al., 2000; ULUDAG & CELIK, 2006), já que o sistema de retenção propicia uma estabilidade lateral à PPR. Ainda considerando-se que a introdução do sistema ERA-Sterngold praticamente não modificou o padrão de deslocamento entre os modelos C e D, esta associação pode ser altamente benéfica para o paciente, já que a força mastigatória, ditada pelo limiar de dor da fibromucosa, pode ser mantida, mesmo sem a utilização do apoio no último dente suporte. Deve ser ressaltado que, em outros estudos, como o de Cunha (2004), foi

mostrado que a localização do implante influencia esta tendência. É interessante notar que, mesmo com a perda do periodonto de sustentação do dente suporte, esta tendência continua, com a placa aliviando o dente suporte e com o implante, influenciando favoravelmente os níveis de deslocamento encontrados (modelos E, F, G e H). Itoh et al. (1998) afirmaram que uma PPR não ajustada transmite forças de torque ao dente e periodonto. Assim, levando em consideração que a configuração com placa distal não possui a mesma capacidade de transmissão de torque para o dente suporte que a configuração com apoio distal apresenta, esse efeito indesejável é menos crítico.

A diminuição do periodonto de sustentação mostrou que, com PPR convencional, sem implante e apoio distal (modelos A e E), os níveis de deslocamento no dente suporte aumentaram, mas de forma discreta. Isto pode ser notado também nos modelos que associaram implante, entre o modelo C (periodonto normal) e o modelo G (periodonto reduzido). Porém, nos modelos com placa associada, o resultado foi diferente. Numa comparação entre os modelos B e F, sem a incorporação do implante, houve uma grande diminuição na tendência de movimentação do dente suporte, quando o periodonto foi reduzido, enquanto que para os modelos D e H, com implante associado, esta tendência não foi tão notada. Porém, observa-se claramente que, apesar da diminuição do periodonto, o uso da placa distal não aumentou a tendência ao deslocamento do dente suporte. Assim, dois fatores devem ser levados em consideração: o primeiro é que, apesar da redução da tendência de movimento ser facilmente notada nos modelos sem implante associado, este tipo de associação não é realizado na prática clínica, já que não haveria elemento de estabilização para a PPR, e esta não funcionaria adequadamente e, ao contrário, o uso do sistema ERA-Sterngold promove esta

estabilização, e na prática já é utilizado, como mostrado por Pellizzer & Verri (2006); o outro fator é que, apesar de haver diminuição dos níveis de deslocamento quando da diminuição da inserção, provavelmente alguma outra estrutura apresenta-se mais sobrecarregada, e isto será mostrado na análise dos mapas de tensão.

Os mapas gerais de tensão mostraram que as estruturas mais sobrecarregadas foram a estrutura da PPR e os implantes nos modelos que os possuíam. Porém, para uma análise detalhada, foram realizadas plotagens das estruturas de suporte, isoladamente, e estas, sim, mostram diferenciações que possibilitam uma discussão detalhada do assunto. Assim, as diversas estruturas que serão analisadas separadamente e de interesse neste estudo são: osso cortical, osso esponjoso, fibromucosa, ligamento periodontal, dente suporte, sistema de retenção e implante osseointegrado.

Os mapas de tensão do osso cortical mostraram que a introdução de um implante osseointegrado diminuiu os níveis de tensão, próximos a localização do implante. Estes resultados estão de acordo com outros trabalhos, como o de Rocha (2001), Lucas (2001), Verri (2001), Cunha (2004), Santos (2005), Martin Jr (2005), Archangelo (2005) e Pellizzer (2006). Cabe ressaltar que, nestes trabalhos, à exceção do trabalho de Pellizzer (2006), todos utilizaram o implante associado a um cicatrizador e, portanto, servindo apenas como suporte. A introdução de um implante associado a um sistema de retenção, como o sistema ERA-Sterngold, além de promover um alívio na região do rebordo desdentado, ainda fornece retenção, possibilitando que não sejam associados grampos à PPR, melhorando, portanto, a estética do aparelho, como ressaltado por Pellizzer & Verri (2006). Além disso, as tensões máximas diminuíram em todas as situações que utilizaram placa distal (modelos B, D, F e H), sendo que, a diminuição foi mais intensa nos modelos que

apresentavam periodonto reduzido (modelos E, F, G e H). Assim, a eficiência da placa foi mais notada nestes modelos. Outro fator a ser observado é que as tensões foram maiores em todos os modelos com periodonto reduzido, quando comparados com os modelos com periodonto normal.

O modelo E, com perda de inserção óssea e sem implante associado, foi o que se apresentou mais sobrecarregado, estando de acordo com Itoh et al. (1998), que afirmou que, pela perda do periodonto de sustentação, existe uma menor área de distribuição das cargas oclusais. O fato de estar associado um apoio distal também contribuiu com esse resultado, já que a placa distal permite o movimento vertical do sistema (CUNHA, 2004; VERRI et al., 2006; PELLIZZER & VERRI, 2006). Porém, resultado interessante foi o fato de que, quando se associou uma placa juntamente com um implante e o sistema ERA-Sterngold (modelo F e H), apesar de aumentar o valor de tensão máxima quando comparados com os modelos sem implante associado (modelos B e D), este aumento foi muito sutil, e não foi verificada uma diferença na distribuição das franjas de tensão. Assim, verifica-se que, nesta associação, a perda de periodonto de sustentação ao redor do dente suporte não influenciou a associação da PPR com placa distal e implante, pelo menos a nível de osso cortical.

Os resultados obtidos no osso esponjoso mostraram que a redução do periodonto de sustentação gera uma sobrecarga, principalmente na região do ápice do dente suporte. Estes resultados estão de acordo com o trabalho de Itoh et al. (1998), que também mostraram concentrações de estresse ao redor dos dentes suporte da PPR, embora não possuíssem implantes associados. A sobrecarga foi maior quando o meio de conexão era o apoio incisal, e não havia implante associado (modelos A e E). Neste caso, fica claro o efeito deletério que a perda do periodonto

de sustentação provoca nas estruturas de suporte de uma PPR convencional. O uso da placa distal possibilitou que o ápice do dente suporte fosse aliviado e, além disso, considerando-se que quando houve a associação do sistema ERA-Sterngold de retenção, não se notou aumento dos níveis de tensão ao longo do rebordo desdentado, a associação proposta poderia prover não só melhoria estética, como já ressaltado, mas também funcional, já que a eficiência mastigatória poderia ser aumentada. (PELLIZZER & VERRI, 2006). Segundo Kapur et al. (1994), uma PPR bem confeccionada, utilizando dentes suporte com suporte ósseo favorável e com programas de visitas de controle regulares, oferece uma modalidade de tratamento satisfatória. Porém, neste estudo, os autores desclassificaram da amostragem pacientes que possuíam menos que 70% de osso remanescente ao redor do dente suporte, já que o risco de insucesso para estes casos é muito maior. Considerando-se que, no estudo aqui traçado, o dente suporte apresenta uma taxa de praticamente 50% de osso remanescente ao seu redor nos modelos com perda de periodonto de sustentação, a confecção de uma PPR convencional se torna crítica, sendo mais viável a solução do caso como da forma descrita acima, com a utilização da placa distal, que não sobrecarregaria o dente suporte, e com a associação de um implante, com sistema de retenção, que proveria suporte, estabilidade e retenção à reabilitação. Além disto, o uso de um implante na extremidade livre seria altamente benéfico, já que, segundo Maeda et al. (2005), pode prevenir não só a reabsorção óssea no rebordo desdentado, mas também na região da ATM. Os resultados desse estudo estão de acordo com este trabalho, já que o uso do implante reduziu os níveis de tensão não só no osso cortical, mas também no osso esponjoso e, segundo Mathias (2001), este tipo de associação poderia eliminar o problema da

alavanca posterior, reduzindo as cargas compressivas sobre o rebordo alveolar, minimizando a reabsorção do tecido ósseo.

Quando se faz análise comparativa dos resultados obtidos para a fibromucosa, observa-se que o pior resultado foi obtido no modelo F (sem implante e com placa distal), apesar de que a máxima tensão entre os modelos foi verificada no modelo A. Porém, como não há a viabilidade clínica da utilização de uma reabilitação desta forma configurada, este dado serve apenas para mostrar a possibilidade de movimentação vertical do sistema, quando se utiliza a placa distal, como ressaltado por Cuha (2004). Apesar disso, em relação às máximas tensões na fibromucosa, quando se incorporou o implante, os valores não aumentaram nos modelos com placa associada. Mas, ao se analisar os valores ao longo do rebordo, a placa tendeu a um aumento das concentrações de tensão, porque parte das forças que antes, com o uso do apoio, eram distribuídas ao dente suporte, agora devem ser absorvidas por outras estruturas e, dentre elas, a fibromucosa. O uso do implante possibilitou que houvesse um alívio da fibromucosa do extremo livre, à semelhança dos trabalhos de Lucas (2003), Verri (2003) e Pellizzer (2006). O estudo de Ohkubo et al (2006), apesar de utilizar outra metodologia (agulhas de tensão), mostrou que a colocação de um implante, agindo como suporte à PPR de extremo livre, diminui a pressão exercida sobre os tecidos moles do rebordo residual e, portanto, também está de acordo com os achados deste trabalho. Mesmo assim, o uso do implante, associado, não evitou que houvesse sobrecarga da fibromucosa com a diminuição do periodonto de sustentação do dente suporte. Parece claro que, como a diminuição da energia de deformação em uma estrutura gera sobrecarga em outra estrutura (DUYCK et al., 1997), apesar do benefício da associação do implante, grande parte da energia de deformação é consumida pela fibromucosa, reduzindo o

estresse distribuído ao restante do conjunto, principalmente ao tecido ósseo cortical e esponjoso.

Em todos os modelos, o ligamento periodontal se mostrou sobrecarregado na região apical. Isto está de acordo com os trabalhos de Rocha (2001), Lucas (2001), Verri (2001), Cunha (2004), Santos (2005), Martin Jr (2005), Archangelo (2005) e Pellizzer (2006). Como não foi possível a verificação, através da distribuição das franjas coloridas, apenas os valores de tensão máxima foram considerados nesta discussão. Por estes valores, fica claro que a diminuição do periodonto gera uma sobrecarga do ligamento periodontal, já que os valores aumentaram nos modelos com periodonto de sustentação reduzido (modelos E, F, G e H); além disso, como os resultados com a introdução da placa são menores, o uso da placa tendeu a um alívio do dente suporte, por este estar intimamente relacionado com o ligamento periodontal. Apesar disso, os dados do ligamento periodontal ainda não são de consenso na literatura, já que existem trabalhos como o de Archangelo (2005), que mostrou que mesmo com um modelamento não-homogêneo com análise linear, não foi possível verificar diferenças significativas no ligamento periodontal, e trabalhos como o de Maeda et al. (2005), que nem simularam o ligamento, afirmando que em estudos prévios não houve diferença nos resultados quando se analisaram dados de modelos com e sem ligamento periodontal. Cabe ressaltar que, no trabalho de Muraki et al. (2004), realizado sob análise não-linear e simulação de elementos friccionais, os resultados foram muito diferentes, possuindo um estresse máximo para o ligamento periodontal de 0,35 MPa, quando simulado um deslocamento vertical em região de apoio oclusal de 0,5 mm. Assim, acreditamos sensato buscar a melhor metodologia para uma modelagem e análise do ligamento, para que este possa ser incorporado de forma mais efetiva nesta metodologia, por ser este de

suma importância quando se considera a fisiologia da movimentação dental, seja com próteses, aparelhos ortodônticos ou outras ocasiões.

Os dados do dente suporte mostram, claramente, que a introdução da placa diminuiu os níveis de tensão, da mesma forma que observou Verri et al. (2006). Mostraram também que a redução do periodonto de sustentação aumenta consideravelmente os níveis de tensão na distribuição interna de tensões no dente suporte, vindo ao encontro do trabalho de Itoh et al. (1998). Cabe ressaltar que isto é mais visível nos modelos com apoio incisal, e menos visível para os modelos com implante e placa associados. Assim, se há necessidade de manutenção dos dentes suporte, a opção de se utilizar um implante, como da forma descrita, e uma placa distal é a melhor opção de tratamento, principalmente para casos onde houver grandes perdas ósseas ao redor do dente suporte.

O sistema de retenção mostrou que houve um aumento muito discreto dos níveis de tensão, quando o apoio incisal foi utilizado. Um outro dado interessante foi que a diminuição do periodonto não mostrou diferenças no sistema de retenção, o que sugere ser o uso do sistema de retenção independente da quantidade de osso disponível ao redor do dente suporte. Porém, como visto anteriormente, o uso do implante alivia os níveis no osso cortical e na fibromucosa. Assim, mais uma vez os benefícios da utilização do implante associado a um sistema de retenção ficam evidentes.

Finalmente, os resultados obtidos para o implante também mostram que o uso do apoio o sobrecarrega levemente, mas o interessante foi observar que a diminuição do periodonto não modificou muito a distribuição interna de tensões do implante, indicando que não há uma sobrecarga do implante, quando se diminui a quantidade de osso ao redor do dente suporte.

Itoh et al. (1998) afirmaram que modelos fotoelásticos não são reproduções idênticas de situações clínicas e, sendo assim, a aplicação dos resultados de um estudo "*in vitro*" deve ser associado a um julgamento clínico antes de sua aplicação. Dessa forma, os resultados deste estudo indicam que a melhor opção de tratamento para um paciente com perda periodontal e com possibilidade de receber um implante osseointegrado é a utilização de uma placa distal como elemento de conexão entre a PPR e o dente suporte. Porém, achados clínicos desta utilização poderiam enriquecer estes resultados, por ser esta modalidade de tratamento já realizada com sucesso, como mostrado por Pellizzer & Verri (2006), dentre outros. Assim, conforme Maeda et al. (2005), a eficácia e longevidade da aplicação dos implantes da forma descrita devem ser avaliadas, já que autores como Keltjens et al. (1993), Mitrani et al. (2003), Uludag & Celik (2006), Pellizzer & Verri (2006) entre outros, já a realizaram, mas ainda não existem trabalhos prospectivos de análise deste tipo de tratamento, que possam servir como base para um protocolo de tratamento.

7. Conclusão

Baseado na metodologia utilizada, foi possível concluir que:

1. A introdução de um implante osseointegrado com sistema ERA-Sterngold de retenção, da forma descrita, diminuiu a tendência ao deslocamento do dente suporte e estruturas subjacentes em todos os modelos analisados;
2. A introdução de placa distal como sistema de conexão entre a PPR e o dente suporte, diminuiu a tendência à movimentação do dente suporte em todas as situações testadas;
3. A diminuição do periodonto de sustentação do dente suporte não influenciou de forma significativa a tendência ao deslocamento em nenhum dos modelos analisados;
4. A introdução de um implante osseointegrado, com sistema ERA-Sterngold de retenção da forma descrita, diminuiu as concentrações de tensão nas estruturas de suporte, independentemente do tipo de conexão entre a PPR e o dente suporte e do grau de reabsorção do osso;
5. A introdução de placa distal, como sistema de conexão entre a PPR e o dente suporte, diminuiu as tensões observadas no dente suporte, osso cortical e esponjoso, porém sobrecarregou ligeiramente a fibromucosa;
6. A diminuição do periodonto de sustentação aumentou a concentração de tensão próximo ao ápice do dente suporte nos modelos com apoio incisal, porém, com o uso da placa, o ápice do dente suporte não sofreu sobrecarga;

Referências bibliográficas

- ARCHANGELO, C.M. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: influência do ligamento periodontal na distribuição interna das tensões. Araçatuba, 2005. 174p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- ARGERAKIS, G. P. Functional forces with removable partial dentures. *Dent. Clin. North Am.*, Philadelphia, v.29, n.1, p.67-80, Jan. 1985.
- BATTISTUZZI, P. G.; VAN SLOOTEN, H.; KÄYSER, A. F. Management of na anterior defect with a removable partial denture supported by implants and residual teeth: a case report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, Lombard, v.7, n.1, p.112-115, Spring 1992.
- BEN-UR, Z.; AVIV, I.; MAHARSHAK, B. Factors affecting displacement of free-end saddle removable partial dentures. *Quintessence Int.*, v.22, n.1, p.23-7, Jan 1991.
- BERG, T.; CAPUTO, A. A. Load transfer by a maxillary distal-extension removable partial denture with cap and ring extracoronal attachments *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.68, n.5, p.784-9, Nov. 1992.
- BERGMAN, B.; ERICSON, G. Cross-sectional study of the periodontal status of removable partial denture patients. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.61, n.2, p.208-211, Feb. 1989.
- BOERO, E.; FORBES, W.G. Considerations in design of removable prosthetic devices with no posterior abutments. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.28, n.3, p.253-263, Sept. 1972.
- BUDTZ-JÖRGENSEN, E. Restauration of the partially edentulous mouth – a comparison of overdentures, removable partial dentures, fixed partial dentures and implant treatment. *J. Dent.*, Bristol, v.24, n.4, p.237-244, July 1996.
- BUDTZ-JORGENSEN, E. et al. Aesthetic considerations for the treatment of partially edentulous patients with removable dentures. *Pract. Periodontics. Aesthet. Dent.*, New Jersey, v.12, n.8, p.765-772, Oct. 2000.
- CARDOSO, A. C. et al. Estudo da transmissão de forças às estruturas de suporte, em prótese parcial removível (PPR) de extremidade livre. *Rev. Odontol. Univ. São Paulo*, São Paulo, v.2, n.3, p.161-166, jul./set. 1988.
- CARVALHO, W. R.; BARBOZA, E. P.; CAÚLA, A. L. Implant-retained removable prosthesis with ball attachments in partially edentulous maxilla. *Implant Dent.*, Baltimore, v.10, n.4, p.280-284, Dec. 2001.
- CHOU, T. M. et al. Stereophotogrammetric analysis of a abutment tooth movement in distal-extension removable partial dentures with intracoronal attachments and clasps. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.66, n.3, p.343-349, Sept. 1991.
- COOLIDGE, E. D. The thickness of the human periodontal membrane. *Am. Dent. Assoc. & D. Cos.*, Chicago, v.24, n.8, p.1260-1270, Aug. 1937.
- CRAIG, R. G.; FARAH, J.W. Stresses from loading distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.39, n.3, p.274-277, Mar. 1978.
- CUNHA, L. D. A. P. Avaliação da influência da localização do implante osseointegrado associado à PPR Classe I mandibular: estudo pelo método dos elementos finitos. Araçatuba, 2004. 182p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- DARBAR, U. R. et al. Finite element analysis of stress distribution at the tooth-denture base interface of acrylic resin teeth debonding from the denture base. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.74, n.6,

p.591-594, Dec. 1995.

- DIWAN, R. R.; FAHMI, F. Comparison of two functional impression techniques for distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.60, n.4, p.470-473, Oct. 1988.
- DUYCK, J., NAERT, L.E., Van OOSTERWYCK, H., Van der SLOTEN, J., De COOMAN, M., LIEVENS, S., PUERS, B. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol. Health. Care*, v.5, n.4, p.253-73, 1997.
- EL CHARKAWI, H. G.; EL WAKAD, M. T. Effect of splinting on load distribution of extracoronary attachment with distal extension prosthesis in vitro. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.76, n.3, p.315-320, Sep. 1996.
- FARAH, J. W.; CRAIG, R. G. MEROUEH, K. A. Finite element analysis of a mandibular model. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.15, n.6, p.615-624, Nov. 1988.
- FIGÚN, M. E.; GARINO, R. R. *Anatomia odontológica funcional e aplicada*. São Paulo: Panamericana, 1988. p.286-314.
- GANZ, S. D. Combination natural tooth and implant-borne removable partial denture: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.66, n.1, p.1-5, July 1991.
- GARGIULO, A. W., WENTZ, F. M., ORBAN, B. Dimensions and relations of the dentogingival junction in humans. *J. Periodontol.*, Chicago, v.32, n.7, p.261-267, July 1961.
- GEORGE, M. A. Removable partial denture design assisted by osseointegrated implants. *J. Calif. Dent. Assoc.*, Sacramento, v.20, n.1, p.64-66, Jan. 1992.
- GIFFIN, K. M. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.76, n.4, p.347-349, Oct. 1996.
- HALTERMAN, S. M. et al. Implant support for removable partial overdentures: a case report. *Implant Dent.*, Baltimore, v.8, n.1, p.74-78, Mar. 1999.
- IGARASHI, Y. et al. Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.26, n.2, p.111-116, Feb. 1999.
- ITOH, H. et al. Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.79, n.4, p.465-471, Apr. 1998.
- JANG, Y.; EMTIAZ, S.; TARNOW, D. P. Single implant-supported crown used as an abutment for a removable cast partial denture: a case report. *Implant Dent.*, Baltimore, v.7, n.3, p.199-204, Sept. 1998.
- KAPUR, K.K., DEUPREE, R., DENT, R. J., HASSE, A. L. A randomized clinical trial of two basic removable partial denture designs. Part I: Comparisons of five-year success rates and periodontal health. *J. Prosthet. Dent.*, v.72, n.3, p.268-82, 1994.
- KELTJENS, H. M. et al. Distal extension removable partial dentures supported by implants and residual teeth: considerations and case reports. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, Lombard, v.8, n.2, p.208-213, Mar/Apr. 1993.
- KRATOCHVIL, F. J. Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.13, n.1, p.114-124, Jan./Feb. 1963.
- KRATOCHVIL, F. J.; DAVIDSON, P. N.; GUIJT, J. Five-year survey of treatment with removable partial dentures. Part I. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.48, n.3, p.237-244, Sept. 1982.
- KU, Y. C.; SHEN, Y. F.; CHAN, C. P. Extracoronary resilient attachments in distal-extension

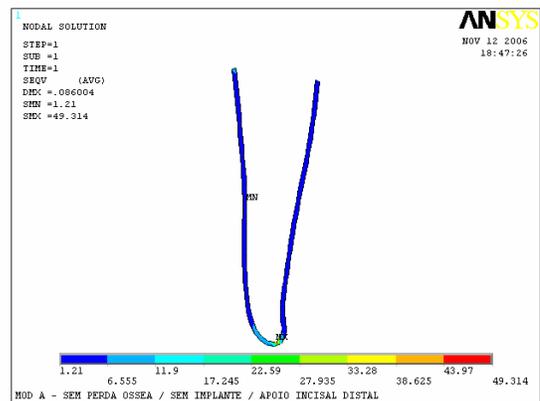
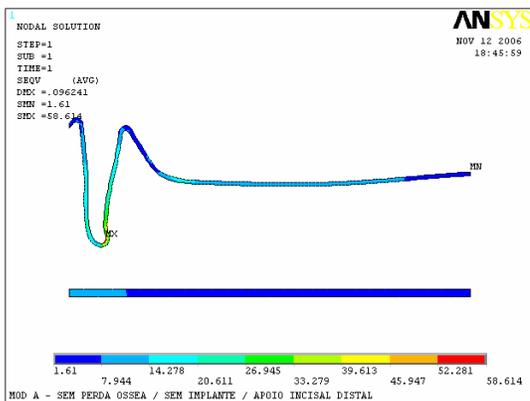
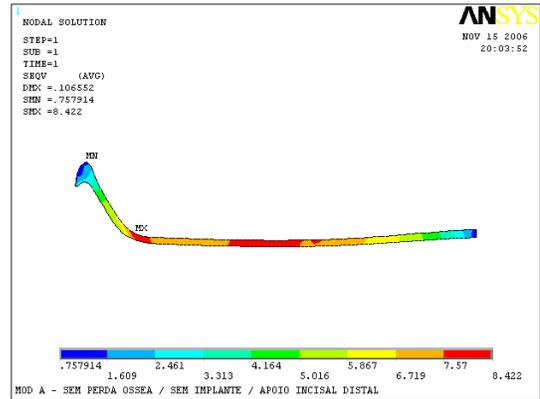
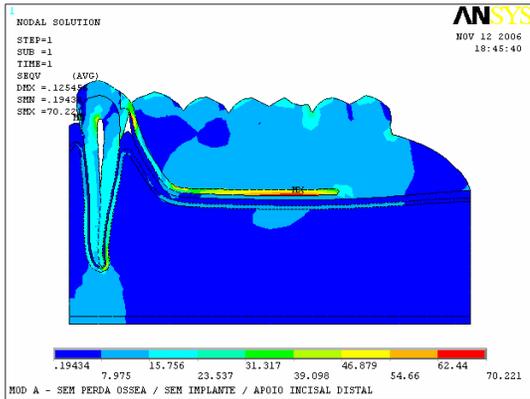
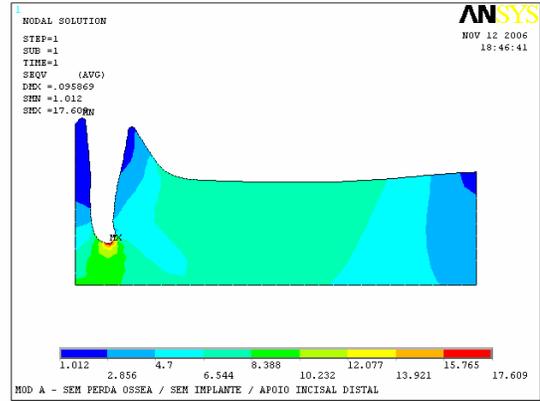
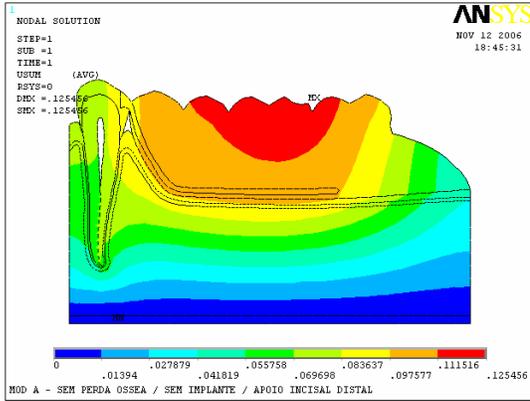
- removable partial dentures. *Quintessence Int.*, v.31, n.5, p.311-317, May 2000.
- KUBOKI, T. et al. Quality of life assessment of boné-anchored fixed partial denture patients with unilateral mandibular distal-extension edentulism. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.82, n.2, p.182-187, Aug. 1999.
- KUSMANOVIC, D. V.; PAYNE, A. G.; PURTON, D. G. Distal implants to modify the Kennedy classification of a removable partial denture: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.92, n.1, p.8-11, Jul. 2004.
- LACERDA, T. S. P. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível apoiada sobre implante na região distal*. 1999. 152f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999.
- LAGANÁ, D. C. *Comportamento biomecânico das estruturas de suporte e da prótese parcial removível de extremidade livre, com encaixe extracoronário rígido e semi-rígido*. 1996. 179f. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1996.
- LUCAS, L. V. M. Avaliação da influência da força de mordida na prótese parcial removível classe I mandibular associada ao implante osseointegrado, pelo método dos elementos finitos. 2003. 195f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.
- MAEDA, Y., SOGO, M., TSUTSUMI, S. Efficacy of a posterior implant support for extra shortened dental arches: a biomechanical model analysis. *J. Oral. Rehabil.*, v.32, n., p.656-60, 2005.
- MARTIN JR., M. Influência do formato do rebordo alveolar na distribuição interna das tensões em prótese parcial removível dento-implantossuportada. Araçatuba, 2005. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- MATHIAS, A. C. Análise fotoelástica das estruturas de suporte das próteses parciais removíveis apoiadas sobre implantes na região distal. São Paulo, 2001. 140f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.
- McANDREW, R. Prosthodontic rehabilitation with a swing-lock removable partial denture and a single osseointegrated implant: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.88, n.2, p.128-131, Aug. 2002.
- MIJIRITSKY, E.; KARAS, S. Removable partial denture design involving teeth and implants as an alternative to unsuccessful fixed implant therapy: a case report. *Implant Dent.*, Baltimore, v.13, n.3, p.218-22, Sep. 2004.
- MISCH, C.E. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth. *Implant. Dent.* v.8, n.4, p.376-86, 1999.
- MITRANI, R.; BRUDVIK, J. S.; PHILLIPS, K.M. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, vol.23, n.4, p.353-359, Aug. 2003.
- MONTEITH, B. D. Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. Part I: evaluation of concepts for design. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.52, n.5, p.673-681, Nov. 1984.
- MORIKAWA, M. et al. Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular kinesiograph (MKG). Part 2: Effects of clasp design in unilateral free-end denture. *Dent. Mater. J.*, Tokyo, v.8, n.1, p.56-64, June 1989.
- MURAKI, H.; WAKABAYASHI, N.; PARK, I.; OHYAMA, T. Finite element contact stress analysis of

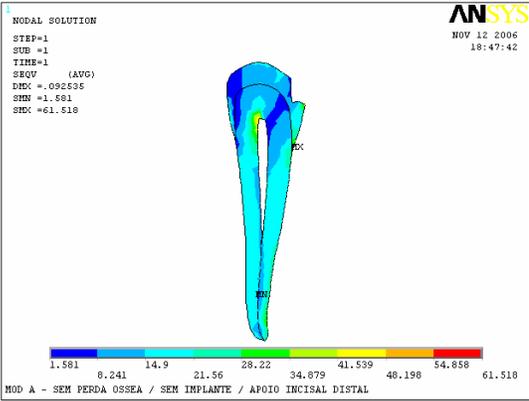
- the RPD abutment tooth and periodontal ligament. *J. Dent.*, v.32, n., p.659-65, 2004.
- MUTARELLI, P. S. Discussão e avaliação do planejamento da prótese parcial removível de extremidades livres. Dissertação (Mestrado). São Paulo, 1994. 115 p. Faculdade de Odontologia de São Paulo, Universidade de São Paulo.
- NAIRN, R. I. The problem of free-end denture bases. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.16, n.3, p.522-532, May/June 1966.
- OHKUBO, C.; KURIHARA, D.; SHIMPO, H.; SUZUKI, Y.; KOKUBO, Y.; HOSOI, T. Effect of implant support on distal extension removable partial dentures: in vitro assessment. *J. Oral Rehabil.*, ONLINE EARLY.
- PELLECCHIA, M.; PELLECCHIA, R.; EMTIAZ, S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.83, n.6, p.607-612, June 2000.
- PELLIZZER, E. P.; FERRAÇO, R.; TONELLA, B. P.; VERRI, F. R.; MAZARO, J. V. Q.; VEDOVATTO, E.; LAGANÁ, D. C. Influência dos sistemas de retenção na associação PPREL mandibular e implantes osseointegrados – análise fotoelástica. *Bras. Oral Research*, v.20(suppl.), p.144, Sep. 2006.
- PELLIZZER, E. P.; VERRI, F. R. Opções de tratamento de mandíbula posterior parcialmente desdentadas – Parte II – Opções protéticas. *Implantnews*, v. 3, n. 2, p. 118-21, mar./abr. 2006.
- PELLIZZER, E. P. Influência do sistema de retenção entre um implante osseointegrado e uma prótese parcial removível. Estudo através do método dos elementos finitos. 2006. 262f. Tese (Livre Docência) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, UNESP, Araçatuba, 2006.
- PEZZOLI, M. et al. Retention magnets in guiding plates of distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.60, n.5, p.577-582, Nov. 1988.
- PINKERTON, M. D.; GARGIULO, A. V. An implant fixed bridge as replacement for a removable partial denture. *CDS Rev.*, v.87, n.9, p. 17-20, Oct. 1994.
- REBÓSSIO, A. D. *Protesis parcial removible*. 3.ed. Buenos Aires: Ed. Mundi, 1963. p.16-17.
- ROCHA, E. P. Prótese parcial removível de extremidade livre associada a um implante osseointegrado: estudo através do método dos elementos finitos. 2001. 123f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, UNICAMP, Piracicaba, 2001.
- SANTOS, C.M.F. Avaliação da influência da angulação do implante osseointegrado associado à prótese parcial removível classe I mandibular pelo método dos elementos finitos. Araçatuba, 2005. 202p. Dissertação (mestrado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.
- SERTGÖZ, A.; GÜVENER, S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in na implant-supported fixed prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.76, n.2, p.165-169, Aug. 1996.
- STARR, N. L. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, Chicago, v.21, n.1, p.61-67, Feb. 2001.
- THOMPSON, W. D.; KRATOCHVIL, F. J.; CAPUTO, A. A. Evaluation of photoelastic stress patterns produced by various designs of bilateral distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.38, n.3, p.261-273, Sept. 1977.
- TODESCAN, R.; SILVA, E. E. B.; SILVA, O. J. Atlas de prótese parcial removível. São Paulo: Ed. Santos, 1996. 345 p.

- ULUDAG, B.; CELIK, G. Fabrication of a maxillary implant-supported removable partial denture: a clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v.95, n.1, p.19-21, Jan. 2006.
- VANZEVEREN, C. et al. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part I. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.30, n.5, p.447-458, May 2003a.
- VANZEVEREN, C. et al. Treatment with removable partial dentures: a longitudinal study. Part II. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v.30, n.5, p.459-469, May 2003b.
- VERRI, F. R. *Avaliação da influência do diâmetro e comprimento do implante osseointegrado na inter-relação PPR Classe I mandibular pelo método dos elementos finitos*. 2003. 202f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia, UNESP – Universidade Estadual Paulista, Araçatuba, 2003.
- VERRI, F. R.; et al. Avaliação da distribuição de tensões em casos de prótese parcial removível de classe I mandibular convencional e associada a implante osseointegrado pelo método dos elementos finitos. (no prelo) – *Revista ODONTO*, 2006.
- WILLIAMS, D. F. *Biocompatibility of clinical implant materials*. Boca Raton: CRC Press, 1981. p.99-127.

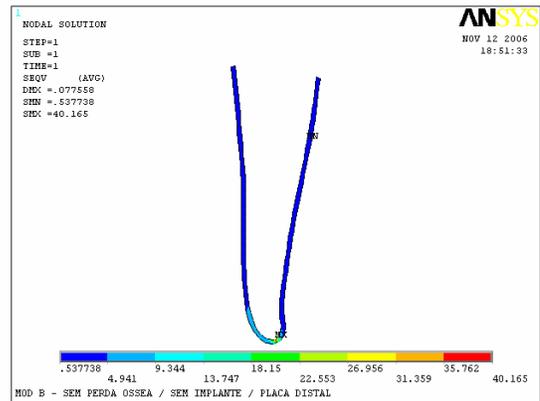
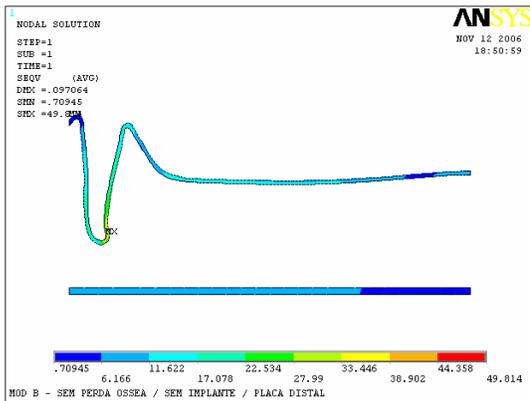
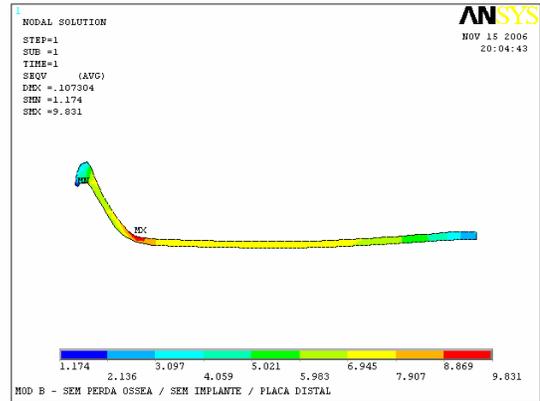
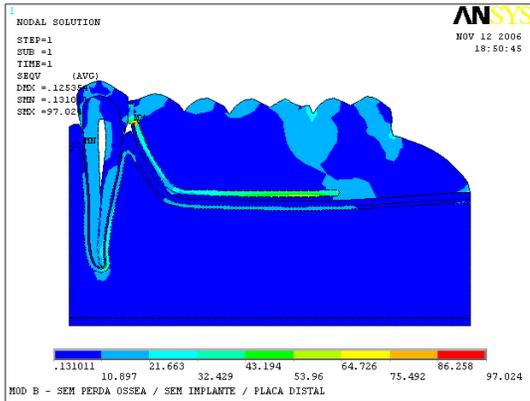
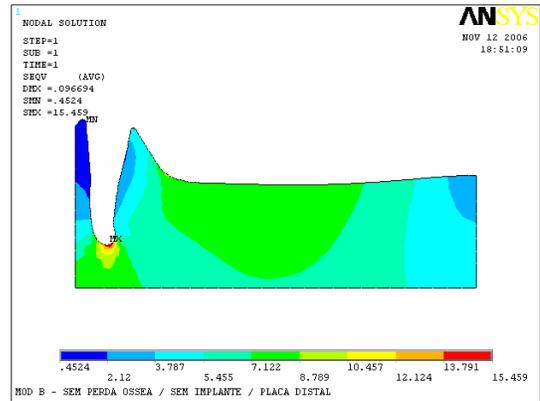
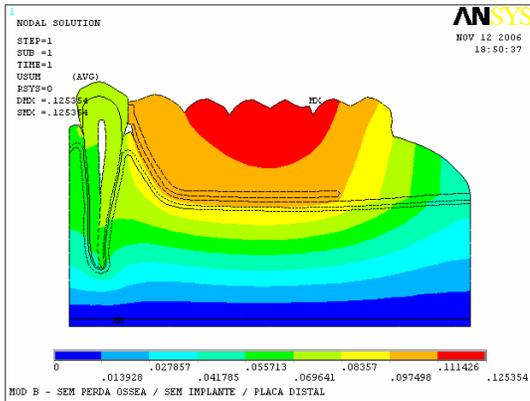
Anexo

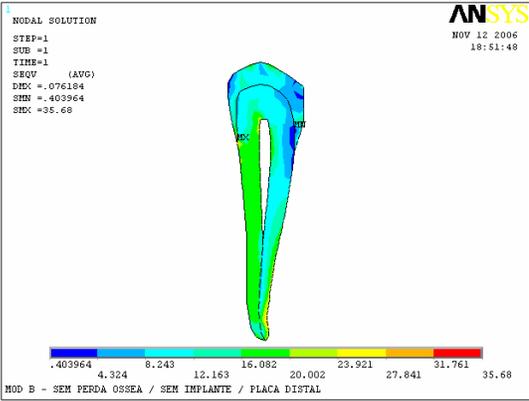
Modelo A



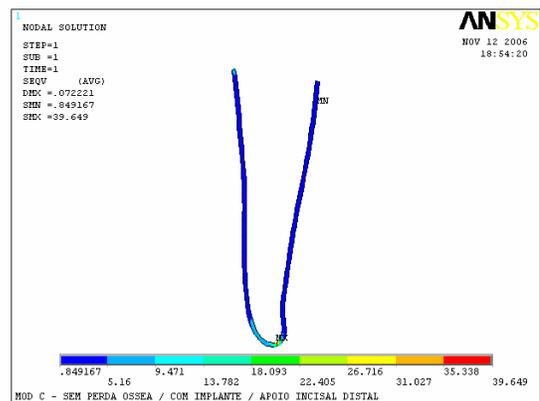
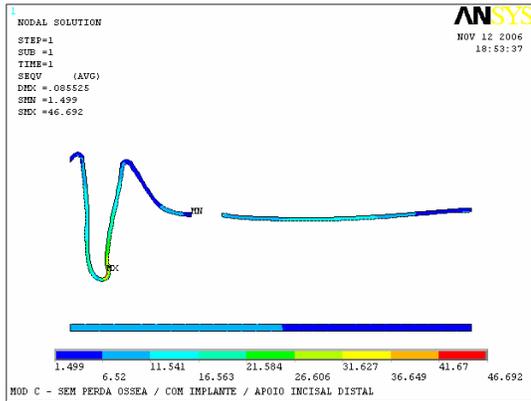
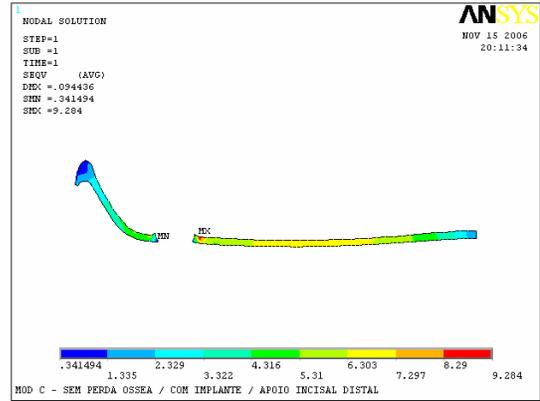
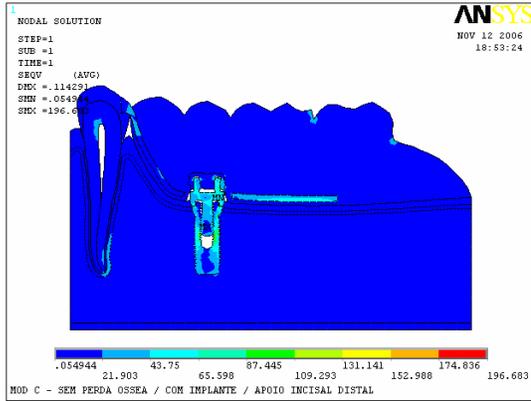
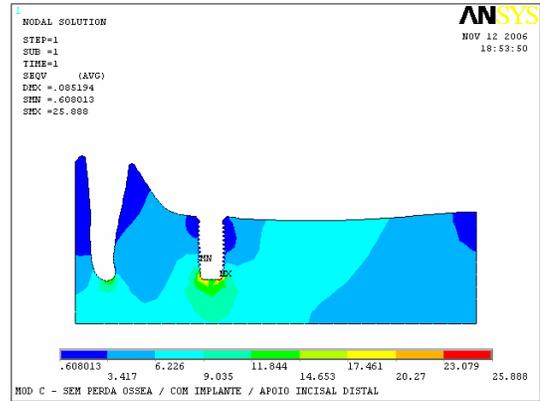
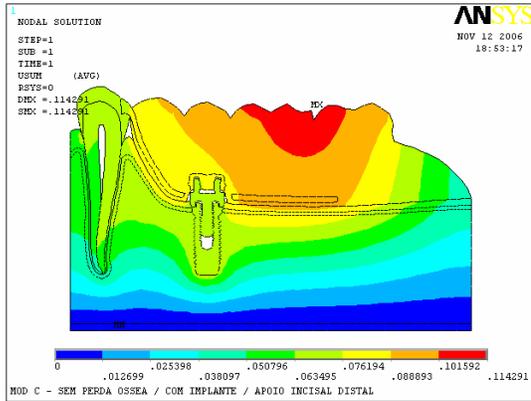


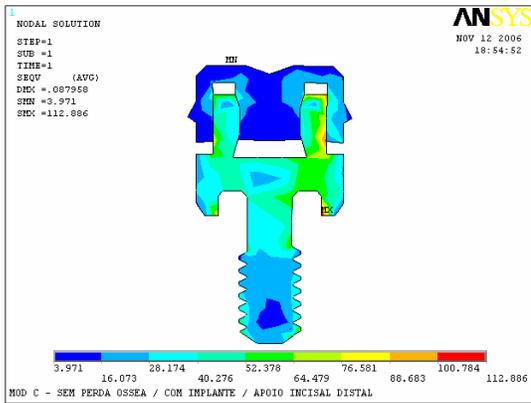
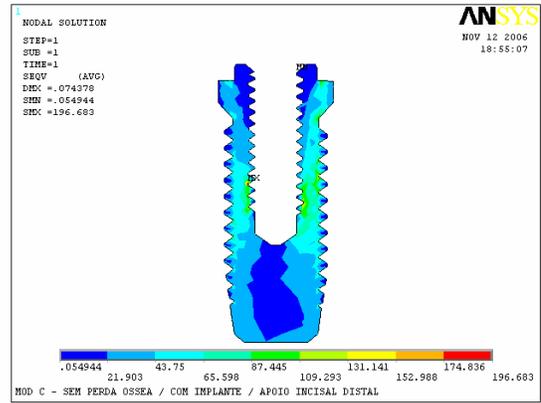
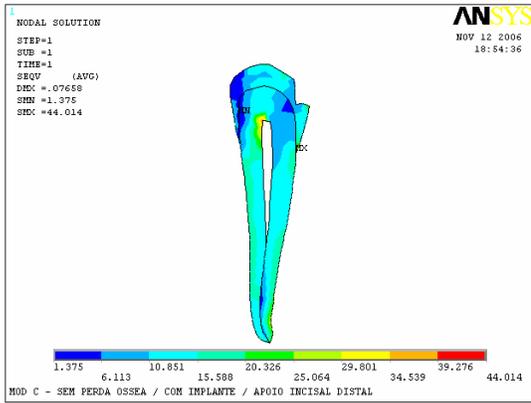
Modelo B



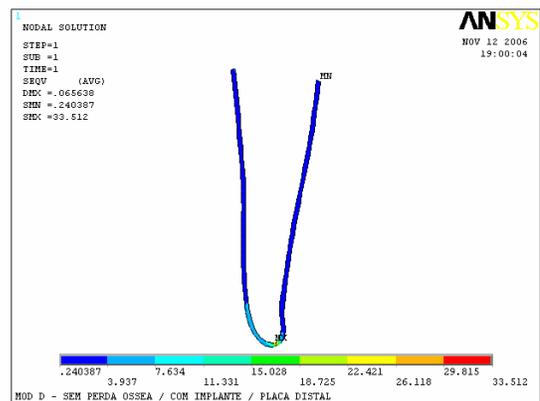
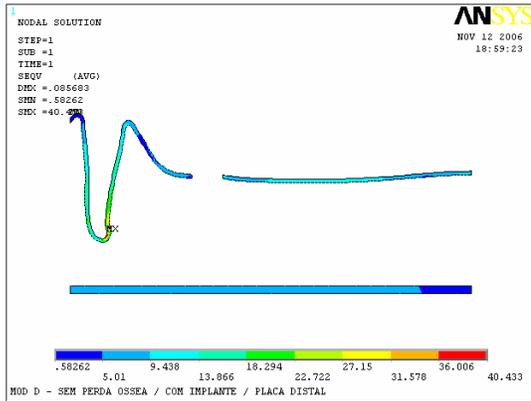
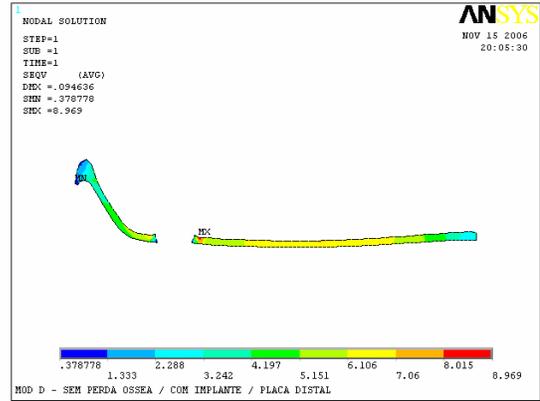
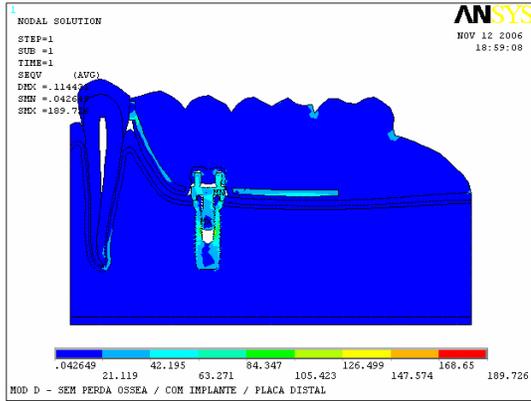
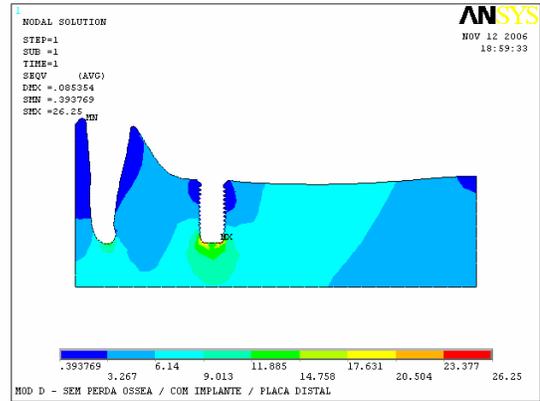
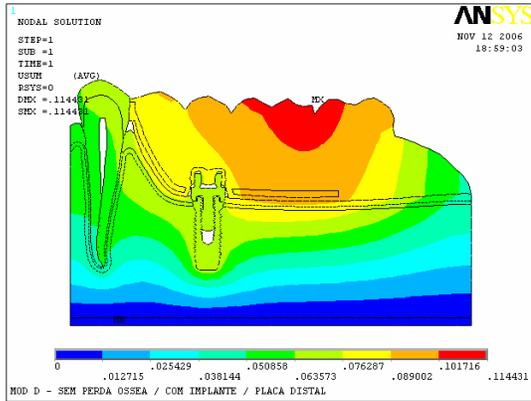


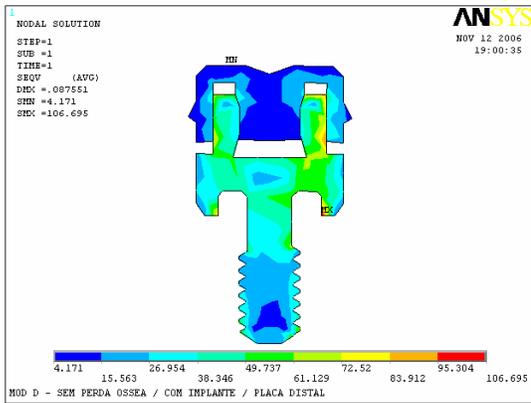
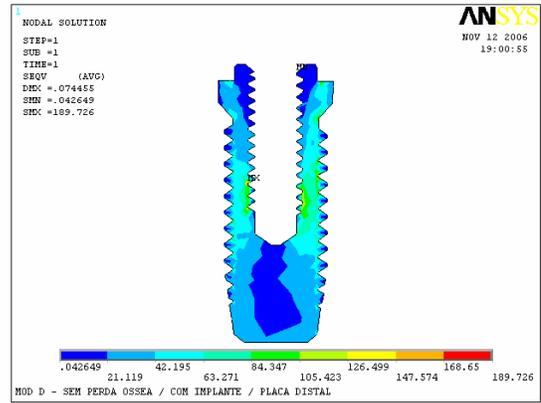
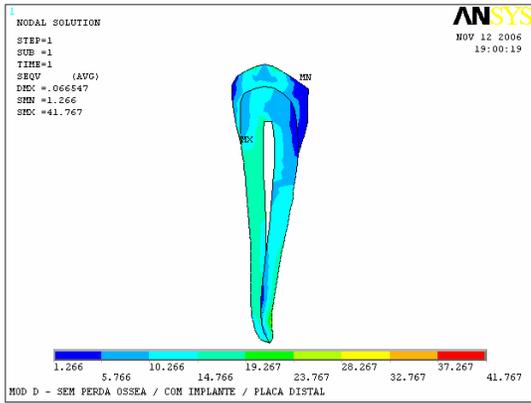
Modelo C



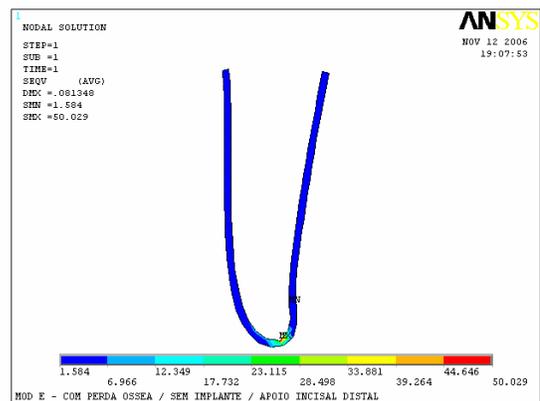
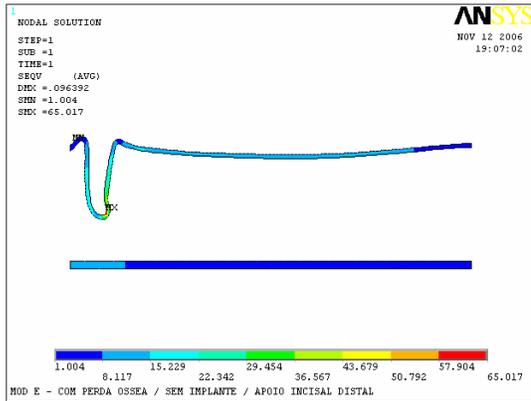
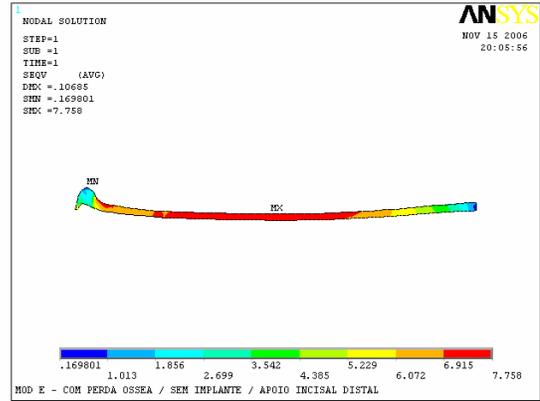
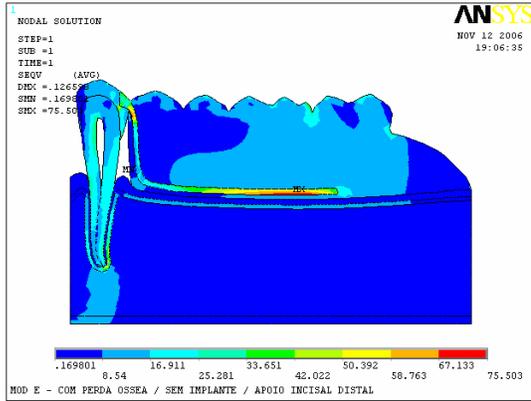
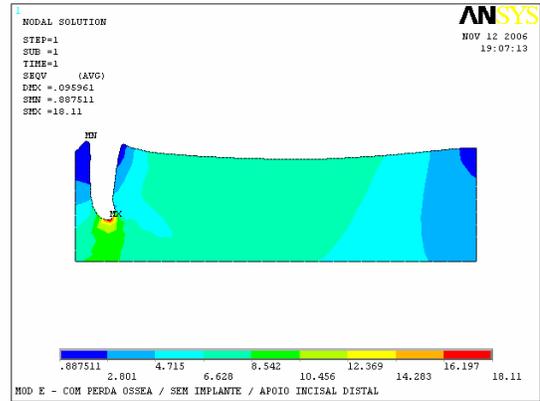
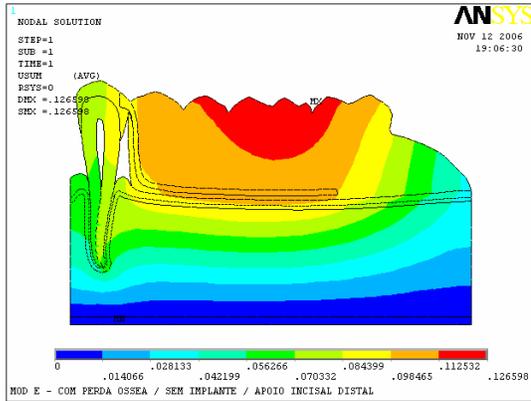


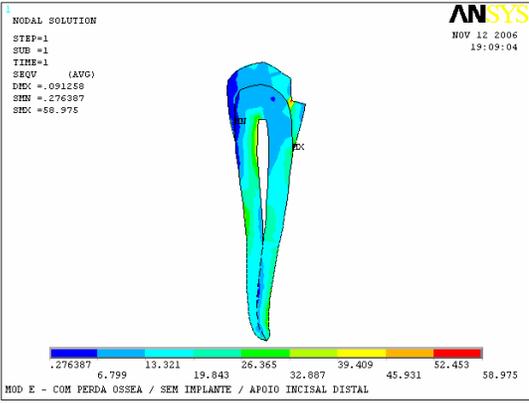
Modelo D



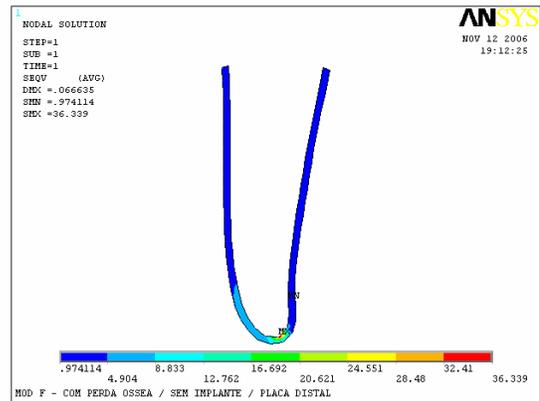
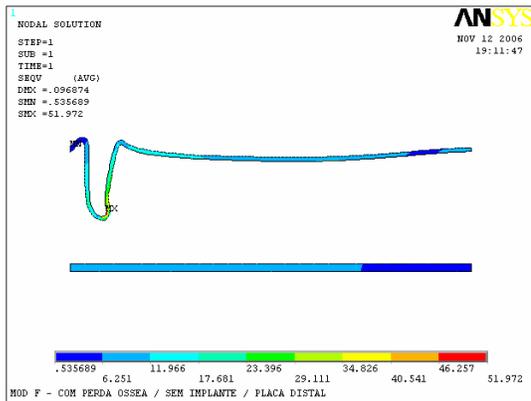
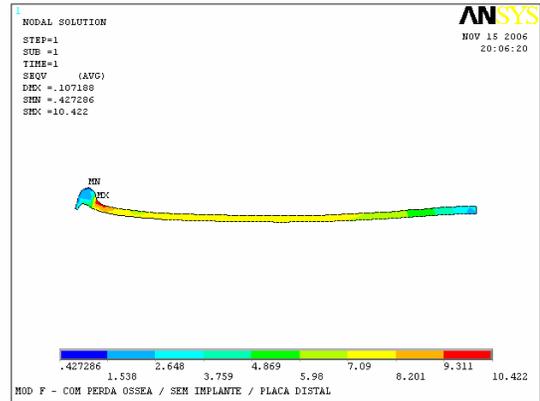
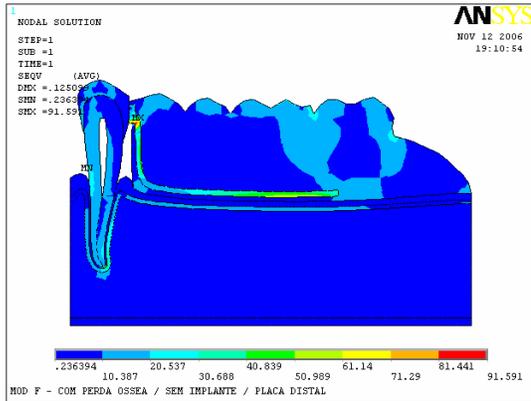
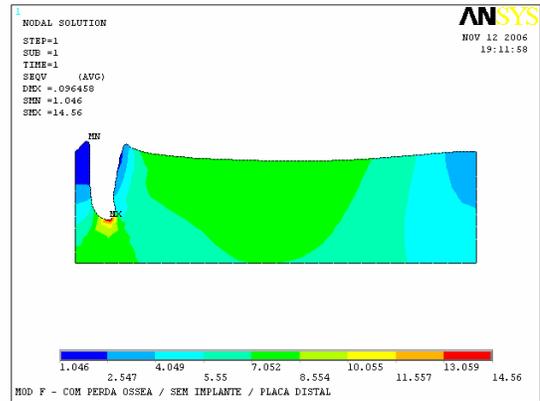
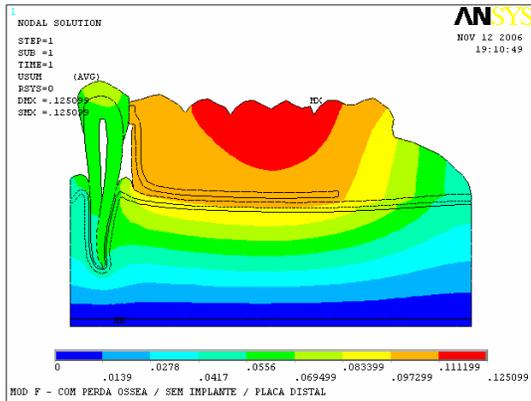


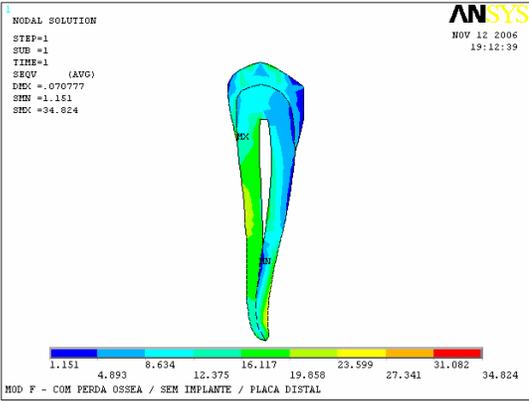
Modelo E



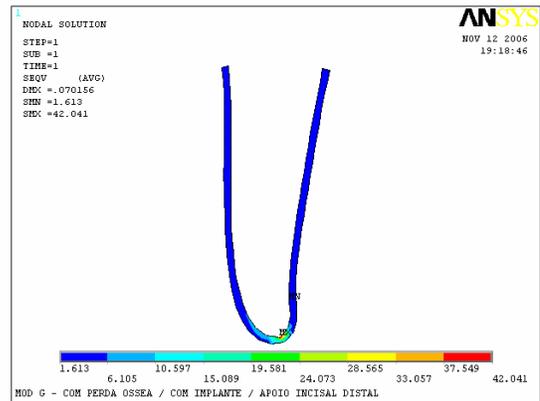
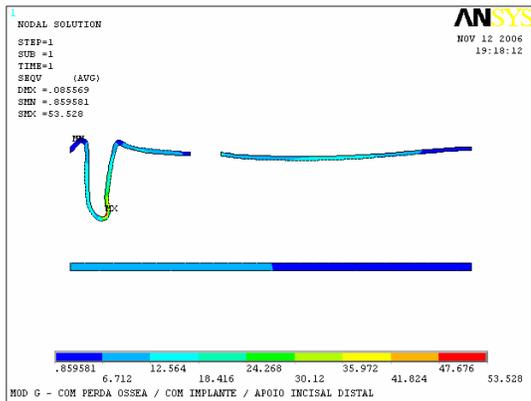
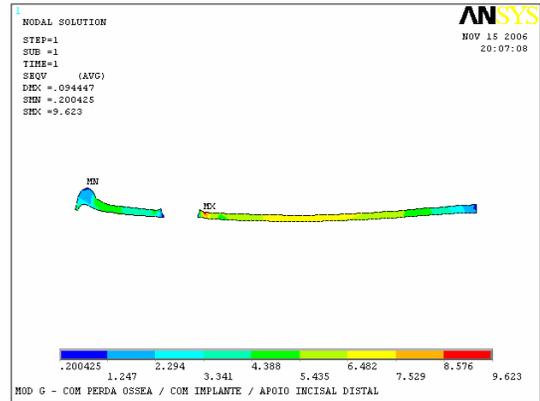
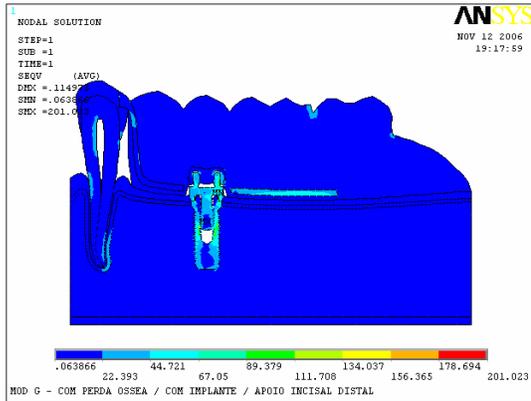
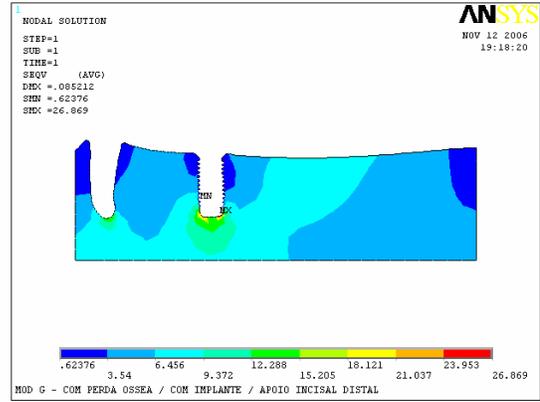
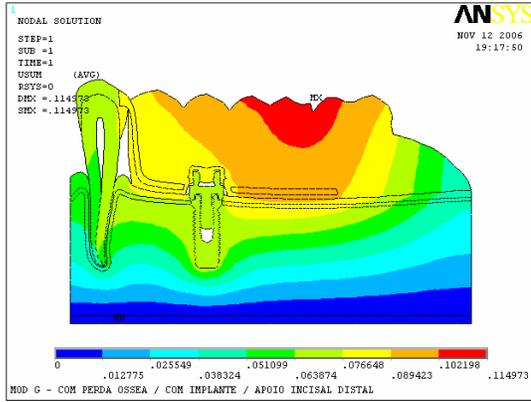


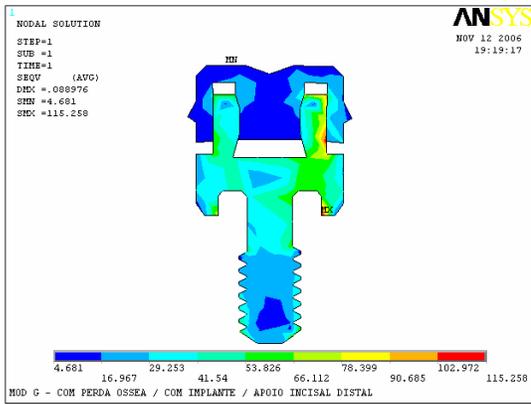
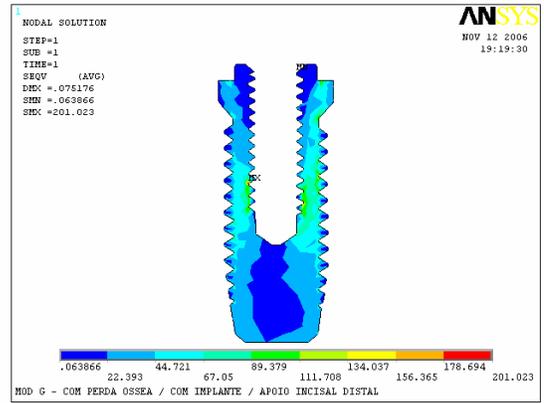
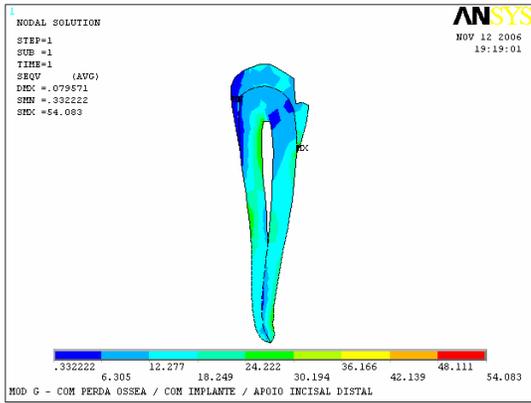
Modelo F





Modelo G





Modelo H

