MÔNICA NOGUEIRA PIGOZZO

**Avaliação das tensões transmitidas às estruturas de suporte, por meio da
associação dos métodos fotoelástico e de elementos finitos, decorrentes das forças
aplicadas sobre *overdentures* retidas em implantes
com sistema de encaixe barra-clipe**

São Paulo
2010

MÔNICA NOGUEIRA PIGOZZO

**Avaliação das tensões transmitidas às estruturas de suporte, por meio da
associação dos métodos fotoelástico e de elementos finitos, decorrentes das
forças aplicadas sobre *overdentures* retidas em implantes
com sistema de encaixe barra-clipe**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da
Universidade de São Paulo, para obter o título de
Doutor, pelo programa de Pós-Graduação em
Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientadora: Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá

São Paulo
2010

FOLHA DE APROVAÇÃO

Pigozzo MN. Avaliação das tensões transmitidas às estruturas de suporte, por meio da associação dos métodos fotoelástico e de elementos finitos, decorrentes das forças aplicadas sobre *overdentures* retidas em implantes com sistema de encaixe barra-clipe. Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de doutor em Ciências Odontológicas área de concentração Prótese Dentária.

Aprovada em: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

*Ao **Erik**, pelo amor,
amizade, e
incentivo...*

*Aos meus pais,
Marco e Maria,
pelo amor incondicional.*

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, pela bolsa de doutorado (processo 07/54281-0). O auxílio financeiro foi fundamental para a qualidade e bom andamento deste trabalho.

À Universidade de São Paulo, representada pelo Magnífico Reitor Prof. Dr. João Grandino Rodas. À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo na pessoa do seu diretor Prof. Dr. Rodney Garcia Rocha. Ao coordenador da Pós-graduação em Clínica Odontológica, Prof. Dr. Antonio Carlos Bombana. À Prof. Dra. Dalva Cruz Laganá, responsável pela área de concentração em Prótese Dentária.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer, órgão do Ministério da Ciência e Tecnologia, representado pelo Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva e Dr. Pedro Yoshito Noritomi pelo desenvolvimento da metodologia dos elementos finitos. A toda a equipe, meu muito obrigado, a ajuda de vocês foi fundamental para a concretização deste trabalho.

A todos os docentes do Departamento de Prótese, em especial aos professores da Prótese Parcial Removível, o Prof. Dr. Carlos Gil, Prof. Dr. Hamilton Navarro, Prof. Dr. Bruno Costa, Profa. Dra. Maria Luiza Moreira Arantes Frigeiro, Prof. Dr. Roberto Chaib Stegun e Prof. Dr. Newton Sesma.

A todos os funcionários do Departamento de Prótese, pela colaboração em diversos momentos. Às secretárias Valdinéia de Barreto da Silva Santos, Coraci Aparecida de Moraes e Sandra Maria Gomes da Silva. À técnica Maria Cristina Falcão Curci Puraca pela atenção e dedicação em todas as horas.

Às funcionárias do Serviço de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo Cátia Tiezzi dos Santos, Nair Hatsuko Tanaka Costa e Alessandra Moreira de Lima.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, em especial à bibliotecária Glauci E. D. Fidelis pela ajuda e presteza na revisão deste trabalho.

Aos colegas de Pós-graduação: Glaís, Alessandra, Lucy, Juliana, Álvaro, Marcelo, Claudio, Márcio, João, Jun, Reinaldo e Roger. Aos colegas do CEPI.

A todas as pessoas que, com as mais simples palavras ou gestos, me auxiliaram no desenvolvimento deste trabalho...

Minha gratidão

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Á minha orientadora,

a **Profa. Dra. Dalva Cruz Laganá,**

Profa. Titular da área de Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia da USP,
pelos ensinamentos, amizade e carinho, a Sra. contribuiu muito para o meu crescimento
profissional e pessoal.

Seu entusiasmo e dedicação à odontologia é fonte de inspiração, admiração e nos faz a cada
dia buscarmos o melhor.

Sem você este trabalho não seria possível.

*“Um professor influi para toda a eternidade;
nunca se pode dizer até onde vai sua influência”*

Henry B. Adams

*É melhor tentar e falhar;
que preocupar-se e ver a vida passar;
é melhor tentar, ainda que em vão,
que sentar-se fazendo nada até o final.
Eu prefiro na chuva caminhar,
que em dias tristes em casa me esconder.
Prefiro ser feliz, embora louco,
que em conformidade viver...*

Martin Luther King

RESUMO

Pigozzo MN. Avaliação das tensões transmitidas às estruturas de suporte, por meio da associação dos métodos fotoelástico e de elementos finitos, decorrentes das forças aplicadas sobre *overdentures* retidas em implantes com sistema de encaixe barra-clipe. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

O objetivo desta pesquisa foi avaliar “*in vitro*” as tensões transmitidas às estruturas de suporte, por meio da associação dos métodos fotoelásticos e elementos finitos, decorrentes da aplicação de forças sobre *overdentures* retidas em implantes com sistema de encaixe barra-clipe, particularmente quando duas posições dos implantes são simuladas. Assim, dois modelos fotoelásticos de mandíbulas foram confeccionados, com dois implantes cada um, posicionados na região interforaminal a 22 mm de distância: modelo 1, denominado AFIP, modelo fotoelástico com implantes paralelos e orientados verticalmente; e modelo 2, denominado AFII, modelo fotoelástico com implantes angulados 10° em relação à linha média da mandíbula. Sobre os implantes, em cada modelo, foi posicionada uma prótese tipo *overdenture*, com sistema de retenção barra-clipe. Para simulação da mucosa, foi interposta entre a base da prótese e o rebordo residual uma camada de 2 mm de silicone. Este mesmo modelo foi representado para uma análise tridimensional (3D) de elementos finitos. As estruturas foram consideradas homogêneas, isotrópicas e lineares, além de serem atribuídas as correspondentes propriedades mecânicas para cada uma delas. Foram simuladas quatro mandíbulas de elementos finitos, sendo modelo 1, denominado EFRIP, com implantes paralelos; modelo 2, denominado EFRII, com implantes angulados em 10°, ambos modelos (1 e 2) simulando o modelo mandibular de resina fotoelástica; modelo 3, denominado EFOIP, com implantes paralelos; e modelo 4, denominado EFOII, com implantes angulados em 10°, ambos os modelos (3 e 4), simulando os ossos cortical e trabecular. Foram aplicadas cargas de 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 3 bar no método fotoelástico e 0,1 MPa no método de elementos finitos e em seguida as imagens foram fotografadas e analisadas. Os resultados mostraram que: não houve semelhança entre as áreas de tensão dos modelos de resina fotoelástica, quando avaliada a angulação dos implantes (modelo 1 – AFIP - e modelo 2 – AFII). Houve semelhança entre as áreas de tensão nos modelos de elementos finitos com mandíbula em resina (modelo 1 – EFRIP - e modelo 2 – EFRII), tendo ocorrido o mesmo entre os modelos de elementos finitos com simulação de osso (modelo 3 - EFOIP - e modelo 4 – EFOII)

quando avaliada a inclinação dos implantes. Quando comparados os diferentes modelos com a mesma angulação de implante, observou-se que houve semelhança na distribuição das áreas de tensão entre os modelos 1 (AFIP e EFRIP), com uma alta concentração de tensão nos ápices dos implantes. Porém, não houve relação entre os modelos de implantes inclinados, modelos 2 (AFII e EFRII). Da mesma forma, não houve relação entre os modelos de análise fotoelástica e elementos finitos com simulação de mandíbula em resina, independentemente da angulação dos implantes, comparado os modelos de elementos finitos com simulação de osso. Frente às limitações do presente trabalho, concluiu-se que a associação dos métodos de análise fotoelástica e de elementos finitos é de grande valia para a obtenção de informação em relação à biomecânica referente a esse tipo de prótese e sistema de retenção. Além disso, houve semelhança nas áreas de concentração de tensão, quando comparado os modelos de análise fotoelástica e de elementos finitos, quando as propriedades mecânicas inseridas no modelo de elementos finitos foram compatíveis com o modelo fotoelástico, pois, quando o modelo de elementos finitos simulou uma mandíbula com diferenciação entre osso cortical e medular, as áreas de concentração de tensão sofreram alterações.

Palavras-chave: *Overdentures*. Implantes endoósseos. Análise fotoelástica. Elemento finito.

ABSTRACT

Pigozzo MN. Appraisal, by association of photoelastic and finite elements methods, of load transmission on support structures with overdentures retained in implants with bar-clip system. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2010.

The objective of this study was to appraise “*in vitro*” the load transmission in bar-clip retention system for overdenture when two implant positions are simulated, using for this purpose the association of photoelastic analysis and finite elements techniques. Therefore, two photoelastic mandible were manufactured with two implants each one, positioned in interforaminal region within 22 mm of distance: (i) model 1, named AFIP, photoelastic model with parallel and vertically oriented implants; and (ii) model 2, named AFII, photoelastic model with 10° angled implants in relation to mandible midline. A bar-clip retention system and an overdenture were fixed over both implants. To simulate oral mucosa were added a 2 mm silicon layer between overdenture prosthesis and photoelastic mandible. This same model was submitted to finite elements analysis in 3D, being attributed the correspondent mechanic properties to each structure analyzed and also being considered homogenous, isotropic and linear characteristics. Four finite elements mandible were simulated, (i) one with parallel implants and (ii) other with 10° angled implants, simulating photoelastic resin in mandible (models 1 and 2, named EFRIP and EFRII respectively); and a another couple of mandibles also with (iii) parallel and (iv) 10° angled implants, simulating cortical and cancellous bones in mandible (models 3 and 4, named EFOIP and EFOII respectively). 0.5; 1.0; 1.5; 2.0 and 3.0 bars loads were applied and correspondent images were analyzed. Results evidenced that there is no similarity in loaded areas between photoelastic resin models, when the implant angle is appraised in models 1 and 2 (AFIP and AFII). Notwithstanding, there are similarity between loaded areas in finite elements model with resin mandible, models 1 and 2 (EFRIP and EFRII), and the same have occurred with finite elements models with bone simulation, models 3 and 4 (EFOIP and EFOII), when appraised implant inclination. When different models are compared with the same implant angulations, was noted that there was similarity in the distribution of loaded areas between models 1 (AFIP and EFRIP), with high concentration of tension forces at the implant apex. Nevertheless, there was no relation between inclined models 2 (AFII and EFRII). At the same

direction, there was no relation between photoelastic analysis and finite elements with resin model, with no influence of implant angulations, with finite element models with bone simulation. Considering the limitations of this study, it was concluded that association of photoelastic analysis and finite elements has a high potential value for obtaining information concerning the biomechanics of this kind of prosthesis and retention system; furthermore, there was similarity in areas where loads were applied, when compared photoelastic and finite elements models, provided that finite elements mechanic properties are compatible with photoelastic model, since concentration areas of tension forces suffer changes when finite elements model simulates a mandible with cortical and cancellous bones differentiation.

Keywords: *Overdentures*. Implants. Photoelastic Analysis. Finite Elements.

LISTA DE FIGURAS

Figura 4.1 -	Esquema do polariscópio plano (A) e circular (B): a - Fonte de luz; b - Difusor; c - Polarizador; d - Modelo fotoelástico; e - Filtro analisador; g - Filtros <i>quarter-wave</i> ; f - Máquina fotográfica.....	73
Figura 4.2 -	A - Refletor de luz; B - Polarímetro; C - Recipiente de vidro; D - Aparelho para aplicação de cargas; E - Filtro polarizador; F - Câmera fotográfica; G - Suporte do filtro polarizador; H - Base rotatória; I - Controle de carga aplicada.....	74
Figura 4.3 -	Crânio em polímero: A e B - Bases horizontais; C - Plataforma de sustentação; D - Pistão que aplicará as forças; E - Crânio; F e G - Parafusos de prensão do crânio; H - Manguitos condutores de ar comprimido; I - Haste vertical de sustentação do aparelho; e seta indicando direção de aplicação de carga.....	75
Figura 4.4 -	Manivela (A) e Manômetro (B) responsáveis pela aplicação de cargas.....	76
Figura 4.5 -	Câmara de vácuo.....	77
Figura 4.6 -	Crânio fotoelástico.....	78
Figura 4.7 -	(A) Mandíbula do crânio fotoelástico, (B) remoção dos elementos dentários e (C) obtenção de uma mandíbula edêntula.....	78
Figura 4.8 -	(A) Mandíbula posicionada no interior do recipiente plástico; (B) e (C) obtenção do molde de silicone.....	79
Figura 4.9 -	(A) Mandíbula em resina fotoelástica (B) Mandíbula em resina epóxi.....	79
Figura 4.10 -	Mandíbula preparada e mandíbula sem desgaste.....	80
Figura 4.11 -	(A) Delimitação da área basal; (B) materiais utilizados na confecção da base de prova (C) base de prova e plano de orientação.....	80
Figura 4.12 -	(A) Obtenção do registro da relação maxilo mandibular; (B) registro.....	81
Figura 4.13 -	(A) Arco superior do crânio; (B) moldeira individual.....	82
Figura 4.14 -	(A) Moldagem do arco superior e (B) tomada do arco facial.....	82
Figura 4.15 -	Distância intercondilar.....	83
Figura 4.16 -	Vazamento do molde (A) e (B) moldagem acoplada ao articulador.....	83
Figura 4.17 -	Molde da mandíbula epóxi.....	83

Figura 4.18 -	Montagem dos modelos no articulador semi-ajustável.....	84
Figura 4.19 -	Montagem do dentes.....	84
Figura 4.20 -	Guia cirúrgico posicionado na mandíbula de resina epóxi.....	85
Figura 4.21 -	Fresadora odontológica.....	86
Figura 4.22 -	Pontos localizados na superfície oclusal.....	86
Figura 4.23 -	Marcações para inserção dos análogos dos implantes.....	87
Figura 4.24 -	Perfuração para inserção dos análogos no modelo 1.....	87
Figura 4.25 -	Utilização do transferidor para determinar a divergência de 10° do análogo em relação à linha média no modelo 2.....	87
Figura 4.26 -	Instalação dos análogos dos implantes.....	88
Figura 4.27 -	(A) Parafusos instalados sobre os análogos e (B) vista frontal dos análogos paralelos entre si.....	88
Figura 4.28 -	(A) Paralelismo do análogo em relação à inclinação de 10° do transferidor e (B) vista superior dos análogos inclinados 10° em relação à linha média.....	88
Figura 4.29 -	(A) Tranferente posicionado; (B) malha de fio dental; e (C) união dos tranferentes com <i>duralay</i>	89
Figura 4.30 -	(A) Secção da malha de <i>duralay</i> ; e (B) preenchimento do espaço da secção com <i>duralay</i>	89
Figura 4.31 -	Mandíbula posicionada no interior do recipiente plástico.....	90
Figura 4.32 -	Moldagem de transferência.....	90
Figura 4.33 -	(A e B) Remoção dos parafusos dos transferentes; e (C) vista da base da mandíbula após a remoção da tampa.....	91
Figura 4.34 -	(1a) Chave de fenda, (1b) montador do implante e (1c) implante; (2) vista dos transferentes no interior do molde; e (3) instalação de 1 implante sobre o transferente.....	91
Figura 4.35 -	(1) Modelo fotoelástico com os implantes paralelos; (2) modelo fotoelástico com os implantes inclinados.....	92
Figura 4.36 -	Sistema de retenção barra-clipe da Conexão.....	93
Figura 4.37 -	Barras cilíndricas e cliques: reto (A), 35° (B) e 70° (C).....	93

Figura 4.38 - Barra calcinável.....	93
Figura 4.39 - Pilares UCLA.....	94
Figura 4.40 - Parafusos e chave hexagonal.....	94
Figura 4.41 - Enceramento da barra no delineador.....	94
Figura 4.42 - Barra encerada (A) e após polimento (B).....	95
Figura 4.43 - Paquímetro eletrônico avaliando o diâmetro da barra na forma de polímero.....	96
Figura 4.44 - Paquímetro eletrônico avaliando o diâmetro da barra fundida.....	96
Figura 4.45 - Prótese overdenture acrilizada: (A) vista externa e (B) vista interna.....	99
Figura 4.46 - Barra instalada na mandíbula fotoelástica com implantes paralelos.....	100
Figura 4.47 - Barra instalada na mandíbula fotoelástica com implantes inclinados.....	100
Figura 4.48 - Loja para acomodar a barra no interior da <i>overdenture</i>	100
Figura 4.49 - Prótese posicionada sobre a barra e mandíbula.....	100
Figura 4.50 - Clipe capturado no interior da <i>overdenture</i>	100
Figura 4.51 - Prótese desgastada na região anterior para permitir melhor visualização das franjas fotoelásticas.....	101
Figura 4.52 - Silicone utilizado para simulação da mucosa oral.....	101
Figura 4.53 - Mandíbula fixada à base de acrílico para ser posicionada no fotoelasticímetro.....	102
Figura 4.54 - Imagem resultante da digitalização da mandíbula de resina epóxi.....	105
Figura 4.55 - Imagens 3D no formato <i>step</i>	105
Figura 4.56 - Secção da região anterior da mandíbula.....	106
Figura 4.57 - Mandíbula seccionada e modelada para implantes paralelos entre si.....	107
Figura 4.58 - Mandíbula seccionada e modelada para implantes inclinados.....	107
Figura 4.59 - Implantes paralelos inseridos na mandíbula.....	107
Figura 4.60 - Implantes inclinados inseridos na mandíbula.....	107
Figura 4.61 - Fixação dos UCAs à barra e simulação da mucosa oral.....	108

Figura 4.62 -	Prótese ancorada sobre a barra através do clipe e apoiada em mucosa.....	108
Figura 4.63 -	Retirada das roscas do implante (A) e parafuso (C). Controle de malha aplicado para geração do modelo analisado balanceado, qualidade geométrica dos elementos e agrupamento de nós em regiões de comportamento mecânico (B e D).....	113
Figura 4.64 -	Controle de malha da barra.....	114
Figura 4.65 -	Controle de malha da mandíbula.....	114
Figura 4.66 -	Controle de malha da mucosa oral.....	114
Figura 4.67 -	Controle de malha da prótese.....	114
Figura 4.68 -	Controle de malha de todo o conjunto.....	115
Figura 4.69 -	Controle de malha do clipe.....	115
Figura 4.70 -	Modelo de elementos finitos com diferenciação entre osso cortical e medular para implantes paralelos.....	117
Figura 4.71 -	Modelo de elementos finitos com diferenciação entre osso cortical e medular para implantes inclinados.....	117
Figura 5.1 -	AFIP0.....	122
Figura 5.2 -	AFIP0,5.....	123
Figura 5.3 -	AFIP1.....	123
Figura 5.4 -	AFIP1,5.....	124
Figura 5.5 -	AFIP2.....	124
Figura 5.6 -	AFIP3.....	125
Figura 5.7 -	AFII0.....	126
Figura 5.8 -	AFII0,5.....	126
Figura 5.9 -	AFII1.....	127
Figura 5.10 -	AFII1,5.....	127
Figura 5.11 -	AFII2.....	128
Figura 5.12 -	AFII3.....	128
Figura 5.13 -	EFRIP1.....	129

Figura 5.14 -	EFRIIP1 com um corte realizado à frente da posição dos implantes.....	129
Figura 5.15 -	EFRII1.....	131
Figura 5.16 -	EFRII1 com um corte realizado à frente da posição dos implantes.....	132
Figura 5.17 -	EFOIP1.....	132
Figura 5.18 -	EFOII1.....	133
Figura 6.1 -	AFIP: Overdenture retida por barra clipe sobre dois implantes paralelos, seguido da carga aplicada.....	137
Figura 6.2 -	AFII: Overdenture retida por barra clipe sobre dois implantes angulados, seguido da carga aplicada.....	139
Figura 6.3 -	EFRIIP: Modelo de elementos finitos em resina com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa (A e B).....	142
Figura 6.4 -	EFRII: Modelo de elementos finitos em resina com implantes angulados e aplicação de carga de 0,1 MPa.....	143
Figura 6.5 -	EFOIP: Modelo de elementos finitos em osso com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa.....	145
Figura 6.6 -	EFOII: Modelo de elementos finitos em osso com implantes angulados e aplicação de carga de 0,1 MPa.....	146

LISTA DE QUADROS

Quadro 4.1 –	Marca comercial/fabricante, sistema de encaixe, posição dos implantes e número de amostras utilizadas no trabalho.....	67
Quadro 4.2 -	Marca comercial/fabricante, sistema de encaixe, posição dos implantes e número de amostras utilizadas no trabalho.....	67
Quadro 4.3 -	Propriedades dos componentes da resina fotoelástica.....	71
Quadro 4.4 -	Aparelhos utilizados na metodologia fotoelástica.....	71
Quadro 4.5 -	Equivalência das cargas nas unidades Bar, Newton e Quilograma.....	76
Quadro 4.6 -	Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo.....	110
Quadro 4.7 -	Alterações e justificativas realizadas na simulação.....	113
Quadro 4.8 -	Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo.....	117

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RPM	rotações por minuto
MIC	máxima intercuspidação comum
AFIP	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos
AFIP0	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos sem aplicação de carga
AFIP0,5	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,5 bar
AFIP1	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 1 bar
AFIP1,5	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 1,5 bar
AFIP2	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 2 bar
AFIP3	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 3 bar
AFII	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados
AFII0	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados sem aplicação de carga
AFII0,5	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com aplicação de carga de 0,5 bar
AFII1,0	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com aplicação de carga de 1 bar
AFII1,5	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com aplicação de carga de 1,5 bar
AFII2	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com aplicação de carga de 2 bar
AFII3	modelo de mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com aplicação de carga de 3 bar
EFRIP	modelo para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula de resina fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,1 MPa
EFRII	modelo para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula de resina fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 0,1 MPa

EFOIP	modelo para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula em osso que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,1 MPa
EFOII	modelo para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula em osso que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 0,1 MPa

LISTA DE SÍMBOLOS

°C	Graus Celsius
Bar	unidade de pressão
cm	Centímetro
Cr	Cromo
g	Grama
Kg	Quilograma
Kgf	Quilograma força
lb	Libra
mm	Milímetro
mm.Hg	Milímetro de mercúrio
Mo	Molibdênio
MPa	Mega Pascal
N	Newton
Nb	Nióbio
Ni	Níquel
Pol.Hg	Polegada e mercúrio
s	Segundos
Si	Silício
W	Watt

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	22
2	REVISÃO DA LITERATURA.....	26
3	PROPOSIÇÃO.....	64
4	MATERIAL E MÉTODOS.....	66
5	RESULTADOS.....	120
6	DISCUSSÃO.....	134
7	CONCLUSÕES.....	149
8	REFERÊNCIAS.....	151

Introdução

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia sempre objetivou oferecer função, estética e conforto aos pacientes. Entretanto, grande parte dos pacientes totalmente desdentados é insatisfeita com os resultados finais obtidos com a instalação das próteses totais convencionais, principalmente no que diz respeito à retenção e estabilidade, sendo mais crítico nas inferiores (Naert et al., 1994).

Esse sucesso limitado decorre da reabsorção do osso alveolar, o que pode causar atrofia e levar à perda de suporte. Dessa forma, *overdentures* suportadas por raízes ou implantes podem ajudar a solucionar tais problemas (Porter et al., 2002; Botega et al., 2004). Assim, as *overdentures* ou sobredentaduras surgiram como opção para recompor arcos dentários nos casos em que houvesse a presença de poucos elementos remanescentes, sem condições de receber outro tipo de modalidade protética, como as próteses parciais fixas ou parciais removíveis. É uma prótese que obtém suporte de uma ou mais raízes remanescentes sob as selas de próteses totais, associando a essas estruturas sistemas de encaixes para retenção. (Rutkunas et al., 2008).

Não há dúvida de que a eleição de raízes em locais estratégicos apresenta grande vantagem, pois proporciona retenção, estabilidade, além de promover preservação de estrutura óssea ao redor da raiz e de seus dispositivos mecanorreceptores. A partir de 1960, o conceito de *overdenture* já estava difundido e uma variedade de encaixes intracanaís foi desenvolvida (Fenton et al., 1998; Rentsch-Kollar et al., 2010).

Com o advento das técnicas de osseointegração, implantes têm sido usados do mesmo modo que raízes dentais para reter e suportar *overdentures* (Naert et al., 1994). Quando próteses totais convencionais são convertidas em *overdentures* suportadas por implantes por meio de sistemas de encaixes, um nítido aumento da função mastigatória, retenção, estabilidade, melhora na fonética do paciente e higienização podem ser observados (Ochiai et al., 2004).

Os tipos de encaixes para *overdentures* são diversos, variando no tipo de material, resiliência, forma do componente e tipo de associação entre encaixes, implantes e dentes

remanescentes (Sadowsky e Caputo et al., 2004; Botega et al., 2004). Várias são as propostas de tipos de conexão apresentadas pelos fabricantes. Dentre os tipos de encaixes, podem ser citados os de sistema barra-clipe, *o´ring* e magnético. A característica comum entre todos os sistemas consiste em apresentar um componente posicionado sobre implante ou raiz e seu correspondente (*nylon*, plástico, borracha ou metal), que ficam localizados na parte interna da base da prótese, responsáveis pela estabilidade e retenção, permitindo que os pacientes apresentem padrões de mastigação mais consistentes (Naert et al., 1999; Walton et al., 2002).

O planejamento do caso é muito importante para a correta indicação do sistema de encaixe, permitindo que a prótese e os implantes promovam um resultado favorável em longo prazo, sob os aspectos biológicos e funcionais. Os sistemas de retenção podem prover pequenos movimentos verticais e/ou rotacionais da prótese, permitindo que as forças oclusais incidentes sejam dissipadas. Os sistemas de encaixe do tipo barra-clipe e *o´ring* seriam os mais comuns e classificados como resilientes (Harley e Caputo et al., 1980). O modo de distribuição e dissipação dessas forças dependeria basicamente do sistema utilizado, número de implantes e suas inclinações. Uma condição ideal seria a incidência da força uniformemente tanto sobre os sistemas de retenção quanto sobre os implantes, mucosa e rebordo alveolar. Isto evitaria a sobrecarga em qualquer parte desse conjunto (Federick e Caputo et al., 1996; Ochiai et al., 2004), já que os mecanismos de retenção quando ancorados sobre implantes diferem biomecanicamente dos sistemas de retenção ancorados sobre raízes. A principal distinção, além da inexistência de ligamento periodontal, é a relativa ausência de movimentação dos implantes osseointegrados em resposta à incidência de forças excessivas. Dessa forma, os implantes tendem a transmitir e distribuir maior quantidade de carga para o osso adjacente (Kenney e Richards et al., 1998). Se a força incidente exceder o limite fisiológico, pode resultar em sobrecarga com conseqüente perda do implante, já que esse não está preparado para suportar forças excessivas (Ochiai et al., 2004). Portanto, torna-se essencial que as questões relacionadas ao comportamento biomecânico dos implantes e como reagem os tecidos circunvizinhos quando submetidos às cargas sejam investigadas, pois estão diretamente relacionadas à preservação dos tecidos de suporte.

Existem algumas metodologias de estudo para avaliar a incidência dessas forças, tais como modelos teóricos de elementos finitos e modelos experimentais como *strain gauge* e a técnica da análise fotoelástica. A carência de dados na literatura, de trabalhos que associem essas metodologias, além dos fatores acima expostos, levou a desenvolver este trabalho de

pesquisa com o propósito de estudar a transmissão de tensões quando o sistema de retenção do tipo barra-clipe para *overdentures* retidas por implantes é utilizado, simulando 2 posições de implantes e utilizando para isso a associação dos métodos de análise fotoelástica e elementos finitos, vista que a sobrecarga pode criar condições desfavoráveis, diminuindo a longevidade dos implantes e conseqüentemente da prótese, com insucesso nas reabilitações bucais com *overdentures*.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

Como esta pesquisa envolve o comportamento e distribuição de tensões de prótese tipo *overdenture*, retida por sistema de encaixe barra clipe sobre implantes e avaliada sob duas metodologias, fotoelasticidade e elemento finito, achou-se por bem, relacionar os trabalhos científicos pertinentes ao assunto, separadamente.

2.1 Sobredentaduras - *Overdentures*

A falta de retenção e estabilidade apresentada por uma prótese total na cavidade bucal é a principal queixa de seus usuários. Muitas vezes, essas deficiências levam o profissional a indicar aos pacientes próteses do tipo *overdentures*, as quais utilizam sistemas de encaixes sobre raízes de dentes remanescentes ou implantes, objetivando conseguir estabilidade e retenção.

Mensor, em 1977, relatou que a concepção de *overdentures* e encaixes de retenção originaram-se na Suécia por volta de 1898. Porém, tornou-se popular somente 60 anos depois. As *overdentures* retidas por raízes, quando comparadas com próteses totais convencionais são superiores por proverem maior estabilidade, retenção, estética, minimizar a reabsorção do osso alveolar, manter a capacidade proprioceptiva, além de contribuir para fatores psicológicos do paciente. A escolha do tipo de encaixe, a extensão da base da prótese e selamento, além de adequada higienização por parte do paciente e a prevenção de forças excessivas, contribuem para o sucesso da reabilitação.

Thayer e Caputo, em 1977, avaliaram, com auxílio do método fotoelástico, a transmissão de tensões sobre raízes residuais na região do canino. Os sistemas utilizados foram: barra *Dolder*, sistema de retenção onde as raízes são unidas por meio de uma barra, e *Zest Anchor*, um sistema de retenção individualizado. Concluíram que o sistema barra *Dolder* distribuiu melhor a incidência de forças oclusais sobre o rebordo, raízes e sistema de retenção, porém transmite maior estresse quando comparado ao *Zest Anchor*. As forças no sistema barra

Dolder produziram estresse direcionado para a região apical das raízes. Assim, este sistema está indicado para casos de raízes curtas com pouca implantação óssea, já que forças apicais são mais bem toleradas. O sistema *Zest Anchor* está indicado para raízes longas com bom suporte ósseo.

Naert et al. em 1994, realizaram um estudo comparativo entre sistemas de retenção individuais, *O'ring* e magnetos, e unidos, tais como barra-clipe, onde 36 pacientes totalmente desdentados receberam 2 implantes Brånemark na mandíbula em região do canino, para ancoragem de uma *overdenture*. Os pacientes foram separados em 3 grupos de 12 pessoas, sendo que cada grupo recebeu um tipo de sistema de retenção: magnetos (*Dyna Engineering BV*, Bergen, Holanda), sistema de retenção bola (*Nobelpharma AB*, Gotemburgo, Suécia) e barra-clipe (barra *Dolder*, Cendres et Metaux AS, Biel, Suíça). Os pacientes foram acompanhados durante 24 meses, para avaliação do comportamento clínico das cargas incidentes sobre os implantes nos diferentes tipos de sistemas de retenção e acompanhamento da reabilitação protética. Os resultados não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação aos sistemas individuais ou unidos, em relação à perda de implantes ou reabsorção óssea marginal, apesar do sistema barra-clipe ser o preferido pelos pacientes por prover melhor retenção quando comparado com os sistemas de retenção individuais.

Rigdon, em 1996 apontou os vários benefícios que uma *overdenture* retida sobre implantes, pode oferecer, por um custo relativamente baixo quando comparado com próteses totais fixas sobre implante. Atribui a maioria das falhas que ocorrem em próteses sobre implantes decorrentes de excesso de cargas transmitidas aos implantes e sistemas de retenção. Desse modo, a longevidade nesse tipo de reabilitação é manter a incidência das forças dentro da capacidade adaptativa, tanto do tecido ósseo quanto da mucosa, principalmente na interface implante e conector protético. Há situações em que o número, comprimento, diâmetro, distribuição e angulação dos implantes não favorecem o sistema de retenção. Apesar disso, é extremamente importante distribuir as cargas entre sistema de retenção, implantes e tecidos mole e duros do rebordo alveolar residual, e que quanto maior o número de direções ou planos nos quais a prótese possa se mover, menor será a concentração de estresse. O sistema de retenção barra-clipe suportando uma prótese sobre dois implantes, por exemplo, transmitiria entre 30% e 35% das forças incidentes sobre o rebordo alveolar residual. Isto porque esse sistema permite movimentos verticais e rotacionais da prótese ao redor da linha de fulcro, favorecendo a boa distribuição das forças entre o implante, sistema

de conexão e a parte posterior do rebordo alveolar, incluindo a região retromolar. O clipe capturado na presença de espaçador é capaz de diminuir ainda mais a incidência de forças sobre os implantes e sistema de conexão, já que entre 45% a 55% das forças são distribuídas através do rebordo alveolar. Para o sistema de conexão *o'ring*, do total das forças incidentes, cerca de 75% a 85% dessas forças são transmitidas para o rebordo alveolar residual. Finalmente, apontou que o sistema de retenção tipo magneto transmite cerca de 95% das forças para o rebordo.

Davidoff, em 1996 cita as vantagens e desvantagens do sistema de retenção barra-clipe. Apesar de haver vários desenhos de barras, o princípio da retenção é o mesmo, já que esta é fixada rigidamente ao implante e o componente retentivo é fixado na *overdenture*. O modelo mais simples é a barra circular suportada por implantes e conectada com a prótese através de cliques de polímeros ou metálicos. As vantagens das *overdentures* retidas pelo sistema barra-clipe em relação aos sistemas isolados são: o sistema barra-clipe permite leves discrepâncias de paralelismo do longo eixo dos implantes, uma vez que, o encaixe de retenção posicionado na base da prótese se encaixa na barra e não diretamente sobre os implantes, como no caso de sistemas de retenção isolados; a barra pode proporcionar estabilidade adicional através da extensão distal; e o parafuso de retenção da barra fixado no implante também parece ser mais resistente às forças de deslocamento rotacional, que geralmente deslocam encaixes de sistemas individualizados. Além disso, o autor fez menção às desvantagens, citando que o uso da barra implica gastos laboratoriais adicionais, requerendo maior número de sessões para ajustes da área basal da prótese, além de sessões para ajuste e substituição dos cliques. Soma-se a isso o fato de ser mais complexa a confecção de uma barra que apresente assentamento passivo sobre os implantes, quando comparado com encaixes individuais.

Fenton, em 1998, questionou o futuro das *overdentures* suportada por remanescentes radiculares afirmando que foram amplamente utilizadas a partir de 1960, sendo a preservação de pelo menos 2 remanescentes radiculares na região anterior da mandíbula fundamental para evitar o avanço da reabsorção óssea alveolar, manter a capacidade proprioceptiva e devolver função estética e conforto para o paciente. No final da década de 1980, tornou-se evidente o sucesso da osseointegração na implantodontia e dessa forma, o conceito de *overdenture* na atualidade está relacionado à sobredentadura implanto mucoso suportada.

Geertman et al., em 1999, avaliaram o desempenho mastigatório e a força de mordida em pacientes reabilitados com *overdentures*. Foram selecionados 84 pacientes com grande reabsorção óssea mandibular, separados em 3 grupos: (1) aquele recebeu *overdenture* implanto-suportada, retida por 5 cliques e 3 barras com extensão distal; (2) grupo que recebeu *overdenture* implanto-mucosa suportada, retida por uma barra e um clipe; e (3) grupo que foi reabilitado com prótese total convencional. O desempenho mastigatório, assim como a força de mordida, foi estatisticamente superior para os grupos reabilitados com *overdentures* quando comparados com o grupo reabilitado com próteses convencionais. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos reabilitados com *overdentures* implanto-suportada ou implanto-mucosa retida.

Clepper, em 1999, ressaltou que em algumas situações as *overdentures* seriam uma opção de tratamento mais efetiva que as próteses totais fixas sobre implantes. Quando confeccionada sobre dois implantes isolados os encaixes do tipo bola e barra clipe, poderiam ser utilizados como conexão protética, resultando melhor função e mais conforto e estabilidade. Recomendou que o encaixe tipo bola fosse utilizado apenas quando não fosse possível o uso de barras, principalmente se o paciente possuísse um rebordo desfavorável, onde as forças da mastigação, que deslocariam a prótese lateralmente, seriam acentuadas.

Naert et al., em 1999, realizaram um estudo clínico sobre unir ou não implantes para retenção de *overdentures*. O estudo incluiu 36 pacientes totalmente desdentados, separados em 3 grupos, de acordo com o sistema de retenção que iriam receber: (1) bola (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia); (2) magnetos (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia); e (3) barra-clipe (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia). Os pacientes receberam 2 implantes (Nobel Biocare AB, Gotemburgo, Suécia) na região de sínfise da mandíbula, próximos da área de caninos. Após 3 a 5 meses, foram realizadas as cirurgias de reabertura, e os pacientes reabilitados com suas próteses e respectivos sistemas de retenção. Num período de 5 anos de observação, nenhum implante fracassou, o grupo de pacientes reabilitados com *Overdentures* retidas pelo sistema barra-clipe apresentaram a maior força de retenção e a menor quantidade de complicações protéticas, porém apresentou maior ocorrência de mucosite e hiperplasia gengival. Em todos os grupos, os pacientes se mostraram satisfeitos com os tratamentos reabilitadores, apesar do grupo reabilitado através de magnetos mostrar preferência por sistemas mais retentivos devido à limitação da estabilidade da prótese retida por esse sistema.

Fontijn-Tekamp et al. em 2000 avaliou a força de mordida e a eficiência mastigatória em pacientes usuários de *overdentures*, próteses totais convencionais e pacientes com dentição natural. Os resultados indicaram que a força de mordida dos pacientes reabilitados com *overdentures* é intermediário entre os valores de forças alcançados pelos pacientes reabilitados com próteses totais convencionais e pacientes com dentição completa, e que a força de mordida é significativamente maior em usuários de *overdentures* em relação aos usuários de próteses convencionais, porém bem inferior à força alcançada por pacientes com dentição completa.

Mish em 2000 relatou ser a região anterior mandibular, entre os forames mentuais ou as alças anteriores do canal mandibular, quando presentes, a maior altura óssea disponível. Esta região, em geral, apresenta a melhor densidade para o suporte dos implantes. O autor ressalta que para se confeccionar uma prótese implanto mucoso suportada são necessários de 2 a 4 implantes e, para uma prótese implanto suportada de 5 a 6 implantes, é, portanto, importante instalar e distribuir o maior número de implantes, de tal forma que, se houver a necessidade de posterior mudança do planejamento, isso seja possível, desde que haja condições anatômicas favoráveis para a instalação desses implantes. Relatou ser o desempenho da prótese total implanto suportada semelhante à dentição natural. A prótese total convencional mostrou ter 30% de diminuição da função e a prótese total implanto-mucosa suportada, apenas 10% em comparação à dentição natural.

Spiekerman et al. em 2000 reiteraram que as sobredentaduras, sobre implantes, apresentam como vantagens: (1) a redução de tempo e custo para a sua confecção, importante para pacientes idosos e medicamente comprometidos; (2) o amplo espectro de indicação, onde poucos implantes são requeridos para reabilitar; (3) menor dificuldade com a estética e a função, dando suporte necessário aos tecidos moles e diminuindo o escape de ar e saliva; e (4) higiene bucal mais simples. As desvantagens são: objeção do paciente em ser um portador de prótese removível, além de a prótese ser mucosa-suportada e possuir uma eficiência mastigatória comprometida.

Raghoobar et al. em 2000 concluíram que embora muitos pacientes totalmente desdentados estejam satisfeitos com suas próteses, 10% a 30% apresentam alguma queixa. Compararam três alternativas de tratamento em pacientes nestas condições, com pelo menos 15 mm de altura óssea na mandíbula: (1) confecção de novas próteses, (2) cirurgia pré-protética para aumentar a área basal; (3) instalação de *overdenture* implanto retida.

Concluíram que as *overdentures*, tanto a curto como a longo prazo, apresentaram-se satisfatórias sendo consideradas como uma alternativa segura de tratamento, inclusive para aqueles que possuem uma mandíbula bastante reabsorvida.

Freeman et al. em 2001 avaliaram, por meio de um estudo retrospectivo, o sucesso de reabilitações realizadas com *overdentures*. Realizaram uma triagem selecionando 19 pacientes reabilitados com próteses totais convencionais superiores e *overdentures* inferiores. Os pacientes foram acompanhados por 11,5 anos. Um implante foi perdido e todos os pacientes apresentaram problemas com suas próteses, tais como perda, fratura do clipe, complicações com o tecido mole, ou até mesmo, fratura das barras. Dos 19 pacientes, 10 teve o sistema de retenção barra-clipe substituído por o-rings, o que diminuiu a visita dos pacientes ao profissional. Concluíram que a reabilitação com *overdentures* é um tratamento eficiente para pacientes que apresentam próteses inferiores instáveis com pouca retenção.

Payne et al. em 2002 compararam o comportamento de dois implantes sobre os quais ancorou-se uma prótese *overdenture* com sistemas de retenção isolados, onde um grupo teve os implantes carregados após 12 semanas e o outro após 6 semanas. Concluíram que no segundo grupo a resposta foi satisfatória quanto à osseointegração, podendo desta forma, encurtar o tempo de espera para carregar os implantes, reduzindo o tempo de tratamento.

May e Romanos em 2002 descreveram um método para a colocação de 4 implantes na mandíbula na região anterior entre os forames mentuais, com carga imediata, sem a presença da união por barras de retenção. A retenção da prótese foi feita por coroas cônicas de liga áurica, fixadas nas próteses totais, com resina quimicamente ativada diretamente na boca, logo após a colocação dos implantes. Salienta que o pilar protético é de titânio e que possui uma angulação de 4 graus de expulsividade.

Oetterli et al. em 2001 realizaram um estudo longitudinal de 5 anos para verificar a influência dos mecanismos de retenção para *overdenture* mandibular na região peri-implantar. 90 pacientes, reabilitados com *overdenture* ancorada sobre 2 implantes localizados na região inter-forame, participaram do estudo. Receberam sistemas de retenção barra-clipe convencional, com barra em formato cilíndrico, em “U”, com ou sem extensão distal e o sistema de retenção bola. A morfologia anatômica, tais como nível ósseo, reabsorções ósseas, inflamação gengival e acúmulo de placa foram avaliados de acordo com a posição dos implantes e o tipo de sistema de retenção empregado. O nível de atrofia da mandíbula foi

determinado utilizando-se radiografia cefalométrica. Concluíram que, durante o período observado, o mecanismo de retenção e a sua posição tem pouca influência nos parâmetros clínicos observados.

Bakke et al. em 2002 investigaram a eficiência mastigatória nos pacientes portadores de sobredentaduras mandibular, comparando com o desempenho das próteses totais convencionais. Verificaram que, com as *overdentures*, os pacientes conseguiram mastigar alimentos duros com diminuição do tempo de mastigação. Todos os pacientes sentiram melhora na função, reduzindo as dores geradas pela mastigação.

Romeo et al. em 2002 compararam resultados em dois grupos de pacientes após dois anos de acompanhamento da instalação das *overdentures* mandibulares com 4 implantes. Um grupo teve a carga aplicada sobre a prótese logo após o ato cirúrgico e, o outro grupo, esperou de 3 a 4 meses para receber a carga. Os dois grupos receberam uma barra de *Dolder* em formato de “U” e apresentaram resultados semelhantes quanto à osseointegração. Este método diminuiu significativamente o período de tratamento, melhorando, portanto a satisfação do paciente

Dudic e Mericske-Stern em 2002 analisaram categorias de complicações protéticas em relação ao tipo de conexão utilizada em *overdentures*, ou seja, rígida ou resiliente. Concluíram que os conectores resilientes necessitaram de maior manutenção nos primeiros 5 anos de uso, quando comparado com os rígidos. O número de complicações verificadas neste estudo indica a necessidade de avaliações periódicas para manutenção da prótese e dos elementos retentivos como rotina.

Walton et al. em 2002 avaliaram a satisfação dos pacientes e o número de sessões necessárias para preservação, durante 1 ano, em 64 pacientes que receberam *overdentures* mandibulares retidas por 2 implantes. Metade dos pacientes receberam próteses com sistema barra-clipe (2 cliques) e outra metade, sistema *o’ring*. Os resultados mostraram que o número de consultas e o tempo para ajustes das próteses foram semelhantes para os dois grupos, sendo que o ajuste mais comum foi quanto ao contorno das bases das próteses. Aproximadamente 84% dos pacientes do grupo *o’ring* necessitaram de pelo menos um reparo, contra 20% do grupo barra-clipe. Nestes casos, o reparo mais comum foi a substituição do clipe ou do anel de retenção. Os pacientes de ambos os grupos apresentaram-se satisfeitos com a melhora na

função mastigatória, conforto e aparência estética, quando comparados com as próteses convencionais antigas.

Gatti e Chiapasco em 2002 verificaram, em um período de 24 meses, se havia diferença no uso de implantes transmucosos, ou seja, de peça única, com implantes que recebem o transmucoso como uma segunda peça, nos casos de carga imediata em *overdentures*. Concluíram que não houve diferença significativa entre os resultados obtidos entre os implantes de duas peças com os implantes de uma peça transmucosa. Porém, a porcentagem de sucesso para os implantes com carga imediata foi similar aos obtidos por aqueles que receberam carga tardia.

Jabbari et al. em 2003 objetivaram discutir os vários parâmetros relacionados ao sucesso clínico dos implantes no tratamento de pacientes geriátricos. Concluíram que: (1) a idade não é uma contra indicação; (2) os implantes dentais são soluções valiosas para os pacientes idosos; (3) a instalação dos implantes deve ser feita o quanto antes, desde que haja vontade para tal e a saúde permita; (4) a diminuição dos níveis de higiene bucal que acompanham normalmente o paciente idoso não deve contra indicar o seu uso; e (5) o clínico deve estar ciente dos riscos, tanto da ordem de saúde geral como psicológicos nos pacientes idosos e como estas condições podem afetar o prognóstico dos implantes.

Morais et al. em 2003 avaliaram o índice nutricional em pacientes portadores de *overdentures*, comparando com os portadores de próteses totais convencionais. Verificaram que os pacientes portadores de *overdentures*, com apenas 2 implantes, apresentaram melhoras nos níveis nutricionais, indicando que o baixo custo da prótese pode ocasionar uma grande melhora na saúde geral, principalmente nos pacientes idosos.

Payne et al. em 2003 verificaram o uso de 2 implantes, com tratamento de superfície, não ferulizados na mandíbula, onde foram carregados após 2 semanas do ato cirúrgico. Durante esse período de cicatrização, os pacientes usaram suas próteses totais antigas, preenchidas com material reembasador, condicionador de tecido. Neste período, foram orientados a ter uma dieta macia. O presente estudo validou que os implantes instalados, com apenas um ato cirúrgico, podem ser carregados após 2 semanas com *overdentures*, porém, não devem ser usados indiscriminadamente. Após um ano verificou-se não haver perda óssea ao redor dos implantes.

Raghoobar et al. em 2003 avaliaram a sobrevivência dos implantes ósseo-integrados em cirurgias de estágio único, com carga precoce, após 6 semanas. No período de 3 anos os pacientes foram controlados e verificou-se que seria possível este tipo de tratamento tanto em pacientes que receberam próteses fixas como removíveis. Não indicaram o seu uso indiscriminado.

Chiapasco e Gatti em 2003 estudaram a sobrevida dos implantes de carga imediata associados à *overdentures*, localizados entre os forames mentuais, onde foram interligados por uma barra. Avaliaram 4 tipos de implantes por 8 anos. Concluíram que os índices de sucesso para os implantes com carga imediata são consistentes, semelhantes aos de carga tardia, estando de acordo com o relato pela literatura internacional e, desta forma, podem diminuir o tempo para receber a reabilitação protética, melhorando a satisfação do paciente.

Bryant e Zarb em 2003 verificaram se a idade do indivíduo adulto alteraria a velocidade da perda óssea ao redor dos implantes. Verificaram que não houve correlação com a idade, porém algumas perdas ósseas foram relacionadas ao desenho protético e ao arco reabilitado.

Att e Stappert em 2003 indicaram exodontias para pacientes que possuem dentes com uma grande perda óssea, por problemas periodontais substituindo-os por implantes. Após a melhora na higiene bucal, essas foram realizadas e os implantes instalados. Ao término da reabilitação, verificaram que houve melhora na estética, fonética e função mastigatória, com uma significativa melhora na qualidade de vida do paciente. Em comparação com as próteses totais convencionais, as próteses associadas a implantes oferecem melhor função e conforto aos pacientes.

Degidi e Piatelli em 2003 avaliaram, sob o ponto de vista clínico, os implantes submetidos à carga imediata. Indicaram que quando houver condições estéticas, funcionais e psicológicas, as cirurgias de segundo estágio não seriam mais necessárias. Nos pacientes totalmente desdentados, onde implantes foram instalados na região anterior da mandíbula, entre os forames mentuais, cargas imediatas poderiam ser utilizadas de forma confiável quando se utilizar uma *overdenture* associada a uma barra-clipe ou uma prótese fixa temporária. No entanto, a seleção cuidadosa do paciente, em qualquer caso é de fundamental importância para se obter sucesso.

Weigl em 2003 apresentou conceitos que facilitam o tratamento reabilitador protético, com pacientes portadores de implantes. Descreveu o uso de conectores cônicos para pacientes totalmente desdentados, onde estruturas telescópicas pré-fabricadas poderiam ser utilizadas sob as *overdentures*. Esta modalidade teria como vantagem a facilidade de higienização pelo paciente, como também a praticidade na confecção da prótese pelo profissional.

Raghoobar et al. em 2003 avaliaram a satisfação e eficiência mastigatória de 90 pacientes reabilitados com *overdentures*. Os pacientes foram separados em 3 grupos: (1) os que receberam próteses totais convencionais superior e inferior; (2) os que receberam *overdentures* superior e inferior após cirurgia protética; e (3) receberam *overdentures* superior e inferior. Os itens, tais como, reclamações relacionadas às próteses e mastigação de diferentes tipos de alimentos, foram avaliados por meio de questionário, nos períodos de 1, 5 e 10 anos após o tratamento. Após 1 ano os grupos 2 e 3 apresentaram índices melhores do que o grupo 1, em que todos receberam próteses totais convencionais. Após 5 anos de avaliação, o grupo 3, que recebeu *overdenture* superior e inferior, apresentou índices superiores aos grupos 1 e 2. Com 10 anos não houve diferença estatisticamente significativa entre os 3 grupos. Concluíram que o tratamento reabilitador por meio de *overdentures* é favorável para pacientes que apresentam problemas de retenção e estabilidade em relação às próteses totais convencionais.

Botega et al. em 2004, avaliaram a força de retenção e resistência à fadiga de 2 sistemas de retenção para *overdentures*. Para isso, foram confeccionadas 20 amostras entre *o´rings* e barras-clipe de 2 marcas comerciais: Conexão Sistema de Prótese (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, Brasil) e *Lifecore Biomedical* (Lifecore Biomedical, Chasca, EUA) divididos em 4 grupos, com 5 amostras cada: (1) *O´ring*/Conexão, (2) Barra-clipe/Conexão, (3) *O´ring*/*Lifecore* e (4) Barra-clipe/*Lifecore*. As amostras foram submetidas ao ensaio de fadiga mecânica em uma máquina de ensaio universal servohidráulica *Material Testing System* – MTS 810 (Éden Prairie, Minneapolis, EUA), através de 5.500 ciclos de união e separação com uma frequência de 0,8 Hz, imersas em saliva artificial. Os valores das forças de retenção foram avaliados em 4 registros por meio de ensaio de tração (inicial, após 1.500 ciclos, 3.000 e 5.500 ciclos), utilizando o programa Test Work for Test Star a uma velocidade de 1mm/min e célula de carga de 1KN. Conclui-se que entre os sistemas de retenção do tipo barra-clipe da Conexão, apresentou as maiores forças de retenção, 44,61 N, enquanto que o da Lifecore apresentou força equivalente à 18,44 N. Já o sistema *o´ring* da

Lifecore apresentou as maiores forças de retenção, 19,75 N, comparados com 13,91 N da Conexão. Dessa forma, os autores afirmaram que os sistemas avaliados neste estudo apresentaram valores de força de retenção satisfatórios antes e após ensaio de ciclagem mecânica, apesar de o ensaio simulado de 5 anos de união e separação dos componentes não ter provocado diminuição nos valores da força de retenção ou fratura desses.

Burns em 2004 descreveu que as *overdentures* eram realizadas anteriormente sobre raízes residuais e que os problemas que estavam relacionados a este tipo de tratamento acabavam por não indicá-lo com tanta frequência. Com o advento dos implantes ósseo-integrados, esta modalidade de tratamento tem sido vastamente indicada por permitir que o paciente receba uma prótese que tenha uma maior estabilidade de retenção que as próteses totais convencionais, terem um custo relativamente baixo e ser uma forma de tratamento relativamente simples.

Meijer et al. em 2004 controlaram clinicamente por 10 anos o comportamento das *overdentures*. Descreveram a importância de controles permanentes das próteses, como também das conexões protéticas. Concluíram que as *overdentures* funcionaram bem neste período e que não houve alteração crítica de piora no estado clínico nem radiográfico do suporte ósseo ao redor dos implantes.

Stricker et al. em 2004 avaliaram, após 24 e 36 meses, o comportamento clínico e radiográfico de dois implantes com superfície tratada localizados na região entre forames mentuais. Os implantes receberam uma *overdenture*, conectada aos implantes com barra-clipe, um dia após o ato cirúrgico. Os resultados sugerem que este tipo de tratamento pode ser indicado.

Timmerman et al. em 2004 realizaram um estudo clínico randomizado para avaliar o grau de satisfação de 103 pacientes usuários de *overdentures*, acompanhados durante 8 anos. Todos receberam *overdentures* sobre 2 ou 4 implantes (ITI Dental Implants) na região de sínfise da mandíbula. Em seguida, foram separados em 3 grupos, reabilitados com diferentes sistemas: retenção bola (*Dalla Bona*, Cendres et Metaux, Suíça), sistema de retenção barra-clipe (barra *Dolder*, Cendres et Métaux, Suíça), unindo 2 implantes e sistema de retenção barra-clipe (barra *Dolder*, Cendres et Métaux, Suíça) em que 3 barras uniam 4 implantes. Ao final de cada ano, os pacientes foram avaliados por meio de questionário focando diversos aspectos, tais como satisfação em relação à função, fala e mastigação, conforto, estética,

retenção e estabilidade. Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os três grupos em relação à retenção e estabilidade. O grupo usuário de *overdentures* retidas pelo sistema bola apresentou menor grau de satisfação ao final do período do estudo. Concluíram que todos os participantes, a princípio, mostraram-se satisfeitos com o tratamento proposto. Porém, a satisfação dos participantes reabilitados com dois implantes associados ao sistema de retenção bola decresceu significativamente, enquanto que os reabilitados com dois ou quatro implantes unidos com uma ou três barras permaneceu inalterado, durante o período de avaliação. Os resultados sugeriram que a reabilitação com *overdentures* retidas por dois implantes e uma única barra é a melhor estratégia de tratamento para pacientes desdentados totais com severa reabsorção de rebordo alveolar residual.

Cune et al. em 2005 realizaram um estudo clínico em que avaliaram a satisfação e a preferência de pacientes por *overdentures* retidas pelos sistemas: magneto, barra-clipe e bola. Dezoito pacientes desdentados totais receberam dois implantes na região de caninos na mandíbula e novas próteses superiores e inferiores. Inicialmente, a prótese mandibular não apresentava nenhum sistema de retenção, porém a cada três meses um sistema de retenção era adaptado à prótese, dessa forma, todos os pacientes eram reabilitados tanto com o sistema de retenção tipo bola, barra-clipe, quanto magneto. Foram aplicados para os pacientes um questionário e escala analógica visual sobre satisfação desde a fase inicial do estudo no qual o paciente fazia uso de sua prótese antiga; um 2º questionário a respeito da prótese nova sem a adaptação do sistema de retenção e um 3º, 4º e 5º questionários sobre as próteses providas dos diferentes sistemas de retenção para *overdentures*. Concluíram que a reabilitação com *overdentures* reduz as queixas dos pacientes quando comparado com próteses totais convencionais. A escala visual analógica conseguiu refletir a preferência dos pacientes melhor que os questionários. Dos 18 pacientes, 10 preferiram o sistema de retenção barra-clipe e 7, o bola. Apenas um paciente preferiu o sistema magneto. Não foi possível relacionar força de mordida com os questionários e a escala visual analógica, porque os pacientes que relataram força de mordida alta não estavam necessariamente satisfeitos com o sistema de retenção empregado.

Krennmair et al. em 2005 avaliaram a inclinação sagital de implantes inter forames mentuais de 62 pacientes reabilitados com *overdentures*. Para tanto, radiografias cefalométricas laterais foram avaliadas. A inclinação sagital ao longo do eixo longitudinal do implante foi avaliada em relação à mandíbula e ao plano oclusal. As condições peri-implantar

foram avaliadas em relação ao índice de placa e gengival. A maioria dos implantes anteriores instalados para reter *overdentures* mostrou inclinação para a sagital, que está relacionado com a atrofia mandibular. O índice de sucesso e o desenvolvimento de problemas peri-implantares parece não estar relacionada à essa inclinação dos implantes. 9 pacientes relataram dificuldades em relação à fonética devido o sobrecontorno da prótese na face lingual, sendo que essa dificuldade foi sanada após uma média de 4,7 meses.

Mac Entee et al. em 2005 verificaram o grau de satisfação dos pacientes, portadores de *overdentures* com encaixes bola e barra-clipe, e as necessidades protéticas, após 3 anos de uso. Todos os pacientes mostraram-se satisfeitos logo que receberam as novas próteses, comparando com as próteses convencionais que usavam, não importando qual o tipo de conexão havia sido usada. Concluíram que os indivíduos estavam satisfeitos com suas próteses, independente do tipo de conexão, porém, o encaixe do tipo bola necessitou de maiores correções neste período, onde 39% ocorreram no 1º ano.

Hug et al. em 2006 realizaram um estudo longitudinal em que avaliaram *overdentures* retidas por raízes e implantes sob os aspectos: índices de sucesso dos implantes e sistemas de retenção sobre raízes, complicações protéticas, horas clínicas necessárias para o acompanhamento da reabilitação e satisfação dos pacientes. Foram constituídos dois grupos, o 1º formado por 17 pacientes reabilitados com *overdentures* instaladas sobre raízes e o 2º formado por 15 pacientes reabilitados por *overdentures* retidas sobre implantes. Todas as complicações foram registradas, parâmetros de medidas periodontais realizados, tais como procedimentos de sondagem e radiografias. Além disso, os pacientes responderam a questionários associados à escala visual analógica. Concluíram que 1 implante fracassou, bem como uma raiz foi perdida devido à fratura. Parâmetros periodontais e periimplantares forneceram evidências de boa higiene bucal, apesar de pequena reabsorção da crista óssea alveolar ter ocorrido para ambos os grupos. Complicações protéticas são significativamente maiores no primeiro ano de instalação da prótese e estatisticamente maiores no grupo de *overdentures* retidas por raízes. Os resultados da escala analógica visual mostraram menor satisfação em relação à habilidade na fala, conforto e estabilidade na prótese, no grupo em que a *overdenture* era retida por raízes, apesar de essas apresentarem um custo 10% inferior em relação às retidas sobre implantes.

Ormianer et al. em 2006 realizaram um estudo longitudinal (12 a 13 meses) sobre carga imediata em *overdentures* introduzindo uma modificação no protocolo da carga

imediate convencional. Foram instalados implantes na região anterior de mandíbula e, imediatamente após o procedimento cirúrgico, as próteses *overdentures* foram retidas por 2 attachments do tipo bola. A região de alívio da prótese para que a porção fêmea do sistema fosse inserida foi preenchido com material de moldagem (Impregum, 3M Espe, Sheefeld, Alemanha), para melhorar a retenção e estabilidade da prótese, assim como, reduzir a incidência de carga no período inicial de cicatrização. Dos 28 implantes instalados, 1 fracassou, o que resulta num índice de sucesso de 96,4%. Além disso, foi detectada mínima perda óssea marginal, de aproximadamente 1 mm no final do estudo.

Attard et al. em 2006 realizaram um estudo prospectivo de carga imediata em *overdentures*. Foram selecionados 77 pacientes, separados em 2 grupos: o primeiro foi constituído por 35 pacientes que receberam *overdenture* de carga imediata; o segundo grupo, constituído por 42 pacientes, reabilitados com *overdenture* segundo protocolo convencional. Os pacientes foram avaliados por meio de 2 questionários: um que avaliava a satisfação do paciente em relação à prótese e o outro que avaliava o perfil da saúde bucal do paciente. Foi avaliado também o valor do tratamento dos diferentes grupos ao longo de 1 ano de tratamento. Os autores concluíram que em ambos os grupos os pacientes se mostraram bastante satisfeitos após o tratamento. A *overdenture* imediata foi associada a valores elevados em relação à manutenção da prótese, porém o tempo despendido para a manutenção dos 2 tipos de prótese não apresentou diferença estatisticamente significativa. Dessa forma, apesar da *overdenture* carga imediata conseguir melhorar a qualidade de saúde bucal do paciente de forma mais rápida, é um tratamento com custo elevado quando comparado com a reabilitação com *overdenture* em 2 estágios cirúrgicos.

Michelinakis et al. em 2006 avaliaram a distância entre implantes e a retenção de diferentes sistemas de ancoragem para *overdentures* fixadas por 2 implantes. 3 corpos de prova foram confeccionados com 2 análogos de implantes distantes 19, 22 e 29 mm, para a avaliação de 3 sistemas de retenção (n=45): barra *Hader*, sistema bola e magneto. A distância entre os análogos de implante interferiu nos resultados de retenção do sistema barra *Hader* para o clipe vermelho. A 19 e 23 mm o sistema de retenção bola foi estatisticamente mais retentivo do que o clipe amarelo, branco e o sistema de magneto. Concluíram que a distância pode interferir na quantidade de retenção do sistema e que 22 mm é a distância aproximada entre caninos e ideal para instalação de implantes que irão ancorar futuras *overdentures*.

Trakas et al. em 2006 compararam vários sistemas de encaixes utilizados em pacientes portadores de *overdentures*, descritos na literatura desde 1988, sob os seguintes aspectos: (1) a perda óssea marginal não pode ser relacionada ao tipo de encaixe e, sim, à distribuição das cargas oclusais; (2) os encaixes tipo bola e barra-clipe não alteram a mucosa peri-implantar, enquanto encontrou-se evidência, que o índice de placa é maior no encaixe tipo magneto; (3) os encaixes tipo barra-clipe e o bola apresentaram os maiores índices de retenção e, quando ocorre a perda de retenção dos encaixes, é recomendável verificar a oclusão; (4) a distribuição das tensões sobre os implantes, quando o desenho da estrutura da prótese foi planejado e confeccionado em condições ideais, não houve diferença entre os implantes unitários e os unidos com barra-clipe resiliente; (5) o sistema barra-clipe é o que necessita de maior espaço inter-maxilar, com limitante que os implantes devem estar posicionados entre 10 a 20mm de distância, em linha reta, e perpendiculares ao longo eixo do rebordo; os individuais não tem restrição de posicionamento, porém, devem estar paralelos; (6) o encaixe tipo magneto foi o que necessitou de maior manutenção, seguido pelo bola e barra-clipe, porém verificou-se que as complicações ocorreram principalmente no 1º ano de instalação, o que leva a crer que neste ano ocorreu uma maior acomodação da prótese sobre os tecidos moles subjacentes; (7) a satisfação do paciente foi favorável para os sistemas bola e barra-clipe e desfavorável ao sistema de magnetos. Concluíram que o planejamento do caso é muito importante para a correta indicação do sistema de encaixe, permitindo que a prótese e os implantes promovam um resultado de longo prazo, biológico e funcional.

Stephan et al. em 2007 realizaram um estudo piloto com o objetivo de comparar carga imediata e carga tardia em reabilitações com *overdentures*. Para isso, 26 pacientes receberam, cada um, 3 implantes instalados na região de sínfise mandibular conectados por uma barra. Dentre os pacientes do grupo experimental (n=17), todos os implantes foram unidos por uma barra e receberam carga após 2 dias da cirurgia de suas instalações. Já no grupo controle (n=9), os 3 implantes foram carregados após 3 meses. Os retornos foram agendados a cada 6 meses durante 2 anos para avaliação: da saúde periimplantar dos tecidos moles, índice de placa, presença de bolsas periimplantares com perda óssea e radiografias panorâmicas. O teste estatístico de Mann-Whitney ($\alpha=0.05$) foi utilizado para comparar os dados referentes aos dois grupos. Os resultados mostraram que depois de 2 anos nenhum dos implantes foi perdido e nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada entre os dois grupos. Após 1 ano, os níveis de perda óssea aumentaram no grupo controle. Os autores concluíram que a

reabilitação com carga imediata e a carga tardia em próteses *overdentures*, retidas por 3 implantes esplintados por uma barra, não diferiram uma da outra.

Pjetursson et al. em 2007 realizaram uma revisão sistemática da literatura, entre os anos 1966 e 2007, nas bases de dados PubMed e Cochrane Library, em que a performance mastigatória foi avaliada. 18 artigos cumpriram o critério de inclusão. Os autores concluíram que a combinação de próteses *overdentures* inferiores e próteses totais convencionais superiores aumentam significativamente a eficiência mastigatória quando comparado com próteses totais convencionais superior e inferior, principalmente nos casos em que o paciente apresenta reabsorção severa do rebordo mandibular.

Nikolopoulou e Tzortzopoulou em 2007 avaliaram o pH salivar antes e após a reabilitação de pacientes desdentados totais por meio de próteses totais convencionais e próteses *overdentures*. 2 grupos de pacientes entre 50 e 80 anos foram constituídos: (1) n=60, receberam próteses totais convencionais e (2) n=15 receberam *overdentures*. Os pHs foram mensurados antes e 15 dias após a instalação das próteses. Houve diferença estatisticamente significativa entre o pH dos 2 grupos de pacientes reabilitados.

Rutkunas et al. em 2008 realizaram uma revisão sistemática da literatura, de 1985 a 2007, na base de dados da MEDLINE/Pubmed, sobre trabalhos que avaliavam prótese *overdenture* maxilar que possuísse como antagonista prótese *overdenture* mandibular. Os resultados mostraram que 16% a 33% dos pacientes portadores de prótese *overdentures* tiveram que refazer suas próteses. Com o passar dos anos o paciente não demonstrou insatisfação em relação à suas próteses superiores, o mesmo não ocorreu com as próteses inferiores, já que ocorreu um aumento nos índices de insatisfação em relação à retenção. Não houve evidência de que a maxila apresentasse reabsorção óssea a depender do tipo de prótese *overdenture* instalada.

Heydecke et al. em 2008 avaliaram a satisfação de pacientes após a reabilitação por meio de próteses totais convencionais e ancoradas sobre implantes. 162 pacientes, com idade aproximada de 60 anos, foram reabilitados com *overdentures* ancoradas sobre 2 implantes ou próteses totais convencionais. Antes da reabilitação, cada indivíduo indicou, através de uma escala analógica visual, a sua satisfação em relação à sua prótese atual e a expectativa em relação à nova prótese. A expectativa e a satisfação foram comparadas, e os resultados mostraram que nos pacientes reabilitados com próteses totais convencionais a satisfação pós-

tratamento foi estatisticamente menor do que a expectativa pré-tratamento. Nos pacientes reabilitados por meio de prótese total ancorada sobre implantes não houve diferença estatisticamente significativa entre a satisfação pós-tratamento e a expectativa pré-tratamento.

Emami et al. em 2009 realizaram uma revisão sistemática da literatura sobre a eficácia das próteses *overdentures* do ponto de vista do paciente. Para tanto, artigos foram selecionados do banco de dados Medline, Embase, Cochrane Central Register of Controlled Trials e Cochrane Systematic Reviews Database, desde que em inglês ou francês até o ano de 2007. Assim, próteses convencionais e próteses *overdentures* foram comparadas quanto à satisfação do paciente, qualidade de vida e de saúde bucal. Os resultados mostraram que a prótese *overdenture* mostrou-se mais satisfatória do que a prótese total convencional. Não havia dados suficientes na literatura que demonstrassem a relação da condição de saúde geral ao uso de prótese *overdenture* ou prótese convencional. Assim, não foi possível afirmar que pacientes usuários de prótese *overdenture* apresentavam uma melhor condição de saúde.

Zani et al. em 2009 avaliaram a satisfação de pacientes (n=30) reabilitados com próteses *overdentures* (n=15) e próteses totais fixas mandibulares (n=15). Os pacientes responderam o questionário OHIP-EDENT. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa em relação à satisfação entre os pacientes reabilitados por meio de *overdentures* e próteses totais fixas.

Rentsch-Kollar et al. em 2010 realizaram um estudo prospectivo de 10 anos em pacientes reabilitados por meio de *overdentures*. Para tanto, pacientes desdentados foram aceitos para realização do tratamento durante os anos de 1989 a 1997. Em todos os pacientes as próteses foram unidas aos implantes pelo sistema de retenção barra-clipe ou sistema bola. Foram realizados exames periódicos a cada 6 meses para avaliações dos sistemas instalados, principalmente em relação a sua retenção, necessidades de reparos ou reembasamentos da prótese, e até, a necessidade de se confeccionar uma nova prótese. Dos 147 pacientes que iniciaram a pesquisa, apenas 101 permaneceram até a sua conclusão. As principais complicações foram as partes fêmeas dos encaixes, as fraturas das barras e a necessidade de troca dos o-rings. As ocorrências com o sistema de retenção do tipo *o-ring* foram significativamente maiores quando comparado com o sistema de retenção barra-clipe. 22 pacientes substituíram seus sistemas de retenção *o-ring* por barras, contra 9 pacientes que substituíram seus sistemas de retenção barra-clipe por *o-ring*. Concluíram que a reabilitação com próteses *overdentures* é bastante satisfatória desde que retornos periódicos sejam

realizados. Frente ao envelhecimento da população a reabilitação com próteses *overdentures* se torna uma boa alternativa e com prognóstico bastante seguro.

Karimi et al. em 2010 afirmaram que a falta de espaço entre as cristas ósseas alveolares para os dentes e estruturas das futuras próteses é um grande desafio para os profissionais dentistas e técnicos laboratoriais. Por isso, relataram uma técnica em que um escâner e um programa CAD reduzem os riscos e tempo clínico, já que os dentes e a supra-estrutura são escaneadas e colocados em um programa que mensura o espaço disponível, o que melhora o planejamento do caso, diminui os gastos com laboratórios, uma vez que repetições são minimizadas, menor chances de erro no diagnóstico e, portanto, menos horas de consulta.

2.2 Análise Fotoelástica

A análise fotoelástica de tensões foi introduzida na Odontologia por Noonan em 1949, que a utilizou para analisar bidimensionalmente as restaurações de amálgama quanto ao tipo de preparo cavitário, o que permitiu uma análise qualitativa das tensões no interior de estruturas homogêneas.

Campos et al. em 1986 explicaram que a técnica consiste na produção, sob passagem de luz polarizada, de faixas coloridas no interior de materiais transparentes submetidos às forças externas; essas faixas correspondem às regiões de concentração de tensões. Este método consiste na confecção de um protótipo da estrutura que se queira avaliar, seja ela simples ou complexa, para submetê-lo a forças externas. Este objeto inserido no interior de um contingente contendo óleo mineral, interposto entre uma fonte de luz, um polarímetro, um filtro polarizador e uma câmara fotográfica, é submetido a uma carga determinada e, neste momento, atravessa-o um feixe de luz polarizada, gerando a visualização de faixas ou franjas coloridas. Essas franjas podem ser avaliadas quantitativamente ou qualitativamente. A fotoelasticidade permite a aplicação direta da teoria matemática da elasticidade, porém, tem algumas limitações. Por se tratar de uma técnica indireta, exige uma reprodução acurada do modelo original. A intensidade da carga não deve ultrapassar o limite de resistência do material utilizado e o modelo a ser avaliado deve estar livre de tensões prévias às forças

aplicadas, além de exigir cuidados especiais de tratamento térmico, dependendo do material empregado.

Caputo e Standlle em 1987 e Campos et al. em 1986 afirmaram que as técnicas de análise fotoelástica incluem três métodos: o bidimensional, o tridimensional e o quasi-tridimensional. A técnica bidimensional utiliza um modelo que mantém fidelidade geométrica em um plano. Conseqüentemente, forças aplicadas ao modelo devem estar no mesmo plano desse. A técnica bidimensional possui três vantagens: (1) os modelos são de confecção relativamente fácil; (2) uma larga variedade de condições de carga pode ser aplicada ao modelo; e (3) diferentes aplicações de carga podem ser ensaiadas no mesmo modelo. A maior desvantagem desta técnica é a imperfeita reprodução da geometria tridimensional. A técnica tridimensional faz uso da propriedade especial de certos materiais plásticos destinados à confecção de modelos. Explica-se: se esses materiais forem submetidos a cargas específicas, em condições de temperatura elevada e se, em seguida, as mesmas cargas forem mantidas, mas o calor sofrer uma redução lenta e gradual até atingir a temperatura ambiente, as tensões neles formadas permanecerão após o completo cessamento das cargas. Esse processo é denominado de congelamento das tensões. Na técnica tridimensional, há total fidelidade geométrica, mas a um alto custo. Assim, permite facilidade para extrair os dados sobre as tensões, porém essa técnica exige que o modelo seja finamente fatiado e que cada fatia seja analisada como um modelo bidimensional. A análise de todas as seções é que permite a construção da figura das tensões tridimensionais em sua totalidade. Dessa forma, a cada mudança de carga, um novo modelo deve ser confeccionado, o que pode onerar a pesquisa. Inclusive, a construção de modelos totalmente tridimensional é considerada difícil.

A terceira técnica, denominada quasi-tridimensional, será a utilizada neste projeto. Foi desenvolvida por Caputo e Standlle em 1987, com o intuito de associar algumas vantagens das técnicas bi e tridimensional. A técnica quasi-tridimensional utiliza modelos com fidelidade geométrica não restringindo a distribuição das tensões em um único plano, como na bidimensional. Além disso, o modelo não precisa ser destruído para a obtenção dos dados fotoelásticos, como na técnica tridimensional. A principal desvantagem dessa técnica está na incapacidade de se obter a verdadeira distribuição de tensões em três dimensões no interior do modelo fotoelástico.

O emprego da fotoelasticidade em odontologia vem crescendo desde que Glickman et al. em 1970 decidiram experimentá-la na análise da distribuição de tensões no periodonto de

sustentação. O trabalho elaborado por esses autores representou um passo decisivo para a validação da fotoelasticidade como metodologia de pesquisa na área odontológica. Nesse trabalho, eles estudaram as tensões internas no periodonto de sustentação antes e após a contenção de dentes com um pântico intercalado. Para promover a validade do método, compararam a situação analisada com cortes histológicos de dentes em condições similares, nos quais se visualizava a destruição óssea angular na mesma localização em que se processou a tensão interna compressiva no modelo experimental fotoelástico.

A metodologia de fotoelasticidade revestiu-se de credibilidade ainda maior após uma pesquisa conduzida por Brodsky, Caputo e Furtsman em 1975. Nessa pesquisa, voltada para a movimentação ortodôntica das raízes dentais, os autores compararam os achados obtidos com a aplicação da análise fotoelástica aos resultados encontrados por meio de estudos histopatológicos e observaram uma correlação positiva entre os métodos. Eles seguiram o princípio de que quando uma força é imposta ao dente, originam-se áreas de tensão e compressão nos ligamentos periodontais. Nas áreas de pressão suave ou leve, o tecido ósseo é reabsorvido; nas áreas de tensão, neoformado. O movimento ortodôntico deve resultar, portanto, da resposta celular no interior das estruturas do periodonto de sustentação do dente. Nas áreas de pressão intensa, a reabsorção óssea torna-se deletéria. O movimento dental nessa área é acompanhado por uma reabsorção gradativa e contígua ao espaço medular. Comparando o modelo fotoelástico e o espécime histológico, os autores constataram que, nas áreas de tensão do modelo, o material histológico correspondente exibiu o ligamento periodontal estirado. Onde o modelo sinalizou pressão, a secção histológica respectiva evidenciou compressão das fibras periodontais. E quando altas concentrações de franjas mostraram-se presentes no modelo, foram identificadas áreas de hialinização no material histológico. Diante disso, concluíram que o uso de um modelo fotoelástico isotrópico e homogêneo, juntamente com a técnica histológica, puderam demonstrar a movimentação radicular tanto em termos celulares como em termos mecânicos.

Thayer e Caputo em 1979 e Harley et al. em 1980 avaliaram transmissões de forças em dentes remanescentes e ligamentos periodontais, quando submetidos às forças oclusais por meio de *overdenture*. Ocorreu distribuição das forças entre os dentes e região posterior do rebordo e verificou-se que, quanto maior a capacidade retentiva do sistema, maior a concentração das tensões geradas. Thayer e Caputo em 1979 ressaltaram a importância do estudo de diferentes tipos e marcas comerciais de sistemas e, que dentre os sistemas de

retenção estudados os do tipo *Harder* (barra-clipe) e o *Ancrofix* (sistemas de retenção do tipo extracoronar) apresentaram distribuição de forças mais uniforme entre dentes e rebordo alveolar residual posterior. Da mesma forma, Harley e Caputo em 1980 concluíram que o tipo de sistema que permite distribuição mais uniforme das forças é o convencional com tratamento endodôntico, seguido de restauração de amálgama, apesar de parecer ser esse o sistema que permitiria menor retenção e estabilidade da prótese.

Caputo em 1993 descreveu métodos existentes para a análise de tensões. Subdividiu em duas técnicas: teórica matemática (análise de elementos finitos) e experimentais (técnica do esforço padrão ou strain gauge, a holografia e a técnica da fotoelasticidade). O autor enfatizou as vantagens do método de fotoelasticidade, o qual inclui a possibilidade de visualizar tensões em estruturas complexas (estruturas bucais), bem como analisar cargas complexas (forças da mastigação).

Federick e Caputo em 1996 avaliaram a transmissão de forças através de *overdentures* suportadas por implantes em modelos de análise fotoelástica, quando 2 posições de implantes foram simuladas: implantes na vertical (paralelos entre si) e implantes apresentando divergência (17° em relação à vertical), voltados para a região de pré-molares. Concluíram que quanto mais perpendicular o implante em relação ao plano oclusal, melhor a distribuição de forças e menor a concentração e intensidade dessas ao redor dos implantes; além disso, foi observada concentração exagerada de forças na região posterior do rebordo alveolar residual na presença de implantes inclinados. Os autores afirmaram que os sistemas de retenção do tipo *o'ring* são mais difíceis de serem utilizados quando a angulação relativa dos implantes excede entre 10° e 44°, dependendo do fabricante do sistema.

Ichikawa et al. em 1996 analisaram a distribuição de tensões aos implantes e rebordo alveolar em sobredentaduras por meio da técnica fotoelástica. Para isso, modelos foram confeccionados com 2 implantes e testados com: sobredentadura retida por magnetos, sobredentadura retida por magnetos com uma camada de 1 mm de silicone interposto entre o material fotoelástico e a prótese, sobredentadura retida por encaixe tipo bola, sobredentadura retida por encaixe tipo bola com uma camada de 1 mm de silicone interposto entre o material fotoelástico e a prótese, e sobredentadura sem retentor em contato direto com os implantes. Os autores concluíram que as tensões oclusais se concentram mais ao redor dos implantes, principalmente na região distal desses; os magnetos modificados com uma camada de silicone causaram um baixo potencial de tensões principalmente por fornecer um deslize lateral sem

perda de retenção vertical; a diferença de deslocamento entre implante e mucosa precisa ser considerada quando se seleciona o tipo de conector que une a sobredentadura ao implante.

Kenney e Richards em 1998 avaliaram por meio da análise fotoelástica as forças geradas ao longo de 2 implantes associados aos sistemas de retenção do tipo barra-clipe e bola/o *ring* para reter *overdentures*. Cargas verticais e oblíquas de 10 a 200 lb foram aplicadas unilateralmente nos primeiros molares, esquerdo e direito. Os resultados da distribuição das tensões na mandíbula foram fotografados e avaliados. Demonstraram que sob cargas verticais o sistema bola/o *ring* transferiu uma quantidade mínima de tensão para os implantes, diferente do que ocorreu quando cargas verticais foram aplicadas sob o sistema barra-clipe, responsável por transmitir uma grande magnitude de concentração de tensão aos implantes. Cargas oblíquas posteriores resultaram em transmissão de carga aos implantes de forma semelhante nos dois sistemas utilizados. Concluíram que a distribuição de forças geradas pela aplicação de cargas tanto vertical quanto obliquamente foi similar na região de rebordo alveolar posterior, para os sistemas estudados. Porém, o sistema bola/o *ring* apresentou menores concentrações de tensão nos implantes quando comparados com o barra-clipe.

Sadowsky e Caputo em 2000 observaram fotoelásticamente a transmissão de forças em diferentes sistemas de encaixe para *overdentures*, simulando ou não a mucosa oral com material de moldagem à base de silicone. Os autores concluíram que todos os sistemas de encaixe, associados à simulação da mucosa oral em contato com a prótese, apresentaram menor transferência de forças para os pilares. Além disso, Porter em 2002 justificou o uso da simulação da mucosa oral, pois materiais de moldagem à base de silicone apresentam módulo de elasticidade próximo a 2 MPa, semelhante ao apresentado por tecidos moles tais como a pele, equivalente a aproximadamente 1 MPa.

Gonini Jr em 2002 analisou fotoelásticamente a distribuição das tensões produzidas por sobredentaduras implanto-retidas, com base de material resiliente. Analisou o comportamento de próteses com diferentes sistemas de conexão, apoiadas sobre modelos que apresentavam dois ou quatro implantes. Sobre o modelo com dois implantes foram analisadas próteses com os sistemas *O'ring* e do tipo barra *Hader* com extensão distal e do tipo barra *Hader* associado ao sistema ERA. Considerou a aplicação de cargas verticais de 10 e 16 Kg, sobre o canino, o 2º pré-molar e o 1º molar unilateralmente, comparando próteses com base em resina resiliente e base convencional. Concluiu que as próteses com sistema *O'ring* apresentaram o mesmo comportamento biomecânico, sem evidenciar diferenças estatísticas

significantes, considerando-se as médias das tensões obtidas independente da base utilizada. Analisando-se o modelo com quatro implantes, a única diferença estatisticamente, deu-se sob aplicação de 10Kg de carga, onde a prótese com sistema do tipo barra *Hader* e extensão distal, foi superior à prótese com sistema barra *Hader* associado ao sistema ERA, independente da base utilizada.

Covaciuc em 2002 investigou por meio do método fotoelástico, o comportamento da distribuição das tensões nas estruturas de suporte em *overdentures* implanto-retidas e próteses totais convencionais. As cargas foram aplicadas de forma crescente de 1, 3, 5, 7 e 10 Kg, e em máxima intercuspidação comum, quando as próteses portavam diferentes tipos de dentes artificiais: Antaris/Postaris, Trubyte Biotone e Vivodent. As *overdentures* foram associadas aos encaixes do tipo bola e suportadas por 4 implantes, localizados nas regiões de caninos, 1º pré-molar e e 1º molar. As tensões se concentraram no lado de aplicação da carga, principalmente na região distal do rebordo e não se visualizou tensões significativas no lado oposto do arco. No caso das próteses totais convencionais, o dente Vivodent parece ter transmitido as maiores tensões ao rebordo, seguido pelo Trubyte Biotone e por último Antares/Polaris; para as *overdentures* o Antares/Polaris transmitiu mais tensões às estruturas de suporte, seguido pelo Vivodent e por último o Trubyte Biotone. De um modo geral, independente da presença ou não nos encaixes do tipo bola, as tensões ocorreram mais notadamente na distal do rebordo residual, para todas as condições do experimento.

Piagge em 2002 avaliou, com auxílio do método fotoelástico, o comportamento da distribuição das tensões em *overdentures*, suportadas por quatro implantes na região de caninos e pré-molares. As próteses foram retidas pelo sistema de retenção à barra associada ao encaixe ERA; e sistema à barra com abutment magnético na distal do rebordo. Os resultados demonstraram que, quando uma *overdenture* é suportada por implantes na região anterior, apoiada sobre barra e retida pelo sistema ERA, as tensões concentram-se na região dos implantes; e quando uma *overdenture* é suportada por 4 implantes anteriores, unidos por uma barra e dois implantes com magnetos na região posterior, as tensões foram mais bem distribuídas entre eles e o rebordo residual posterior, sobrecarregando menos os implantes, apresentando-se assim como uma modalidade de tratamento eficaz na preservação do tecido ósseo.

Shirata em 2002 observou, pela análise fotoelástica, que quando se utiliza dois implantes na região anterior, as tensões nos implantes e barra-clipe, sob a *overdenture*,

apoiada sobre implante posterior com magnetos, são melhores distribuídas dentro das condições impostas neste experimento, e assim melhor do ponto de vista mecânico.

Porter et al. em 2002 compararam a distribuição de forças em diferentes sistemas de retenção para *overdentures*, quando forças verticais eram aplicadas às próteses. Foram utilizados os seguintes sistemas de retenção: barra-clipe da Nobel Biocare (Nobel Biocare, Chicago, EUA); sistema bola da Nobel Biocare (Nobel Biocare, Chicago, EUA); sistema bola 2,25 mm de diâmetro da Nobel Biocare (Nobel Biocare, Chicago, EUA); *Zest Anchor* (Dental Attachment Systems, Escondido, Califórnia, EUA); ERA com anel de retenção branco (Sterngold-Implamed, Attleboro, Massachusetts, EUA); ERA com anel de retenção laranja (Sterngold-Implamed, Attleboro, Massachusetts, EUA); Sistema *o'ring Keeper* com anel de retenção com borracha de nitrila na cor preta (Compliant Keeper System); e Sistema *o'ring Keeper* com anel de retenção de silicone (Compliant Keeper System). Os sistemas de retenção foram avaliados através de *strains-gauged* fixados em 2 implantes Brånemark (Nobel Biocare, Chicago, EUA) posicionados em um modelo de estudo. Cada sistema teve uma de suas partes posicionadas em lojas na parte interna da prótese, e a outra parte parafusada sobre os implantes. Forças estáticas compressivas de 100 N foram aplicadas: bilateralmente, na parte distal da prótese; unilateralmente, no implante posicionado à direita; unilateralmente, no implante posicionado à esquerda; e entre os implantes, no centro da região anterior da prótese. Os resultados foram submetidos à análise estatística e mostraram que a força transmitida aos implantes foi maior quando a carga foi aplicada sobre a prótese na direção dos implantes. A maior transmissão de forças tendeu a ocorrer com o sistema de retenção *Zest Anchor*, e a menor, com o sistema ERA com anel de retenção branco, seguido dos sistemas: ERA com anel de retenção laranja, sistema de retenção do tipo bola da Nobel Biocare, Sistema *Keeper* com anel de retenção com borracha de nitrila e Sistema *Keeper* com anel de retenção de silicone. Concluíram que, para diferentes localizações de forças, diferenças estatisticamente significantes foram encontradas entre os sistemas de retenção.

Sadowsky e Caputo em 2004 avaliaram fotoelasticamente o comportamento biológico de uma *overdenture* ancorada por 2 e 3 implantes através do sistema de retenção barra-clipe e *SwissLoc* com diferentes comprimentos de cantilevers. O modelo fotoelástico era composto por uma mandíbula humana com 2 e 3 implantes de 3,75mm de plataforma localizados na região interforame mental. O sistema de retenção barra-clipe e o sistema de retenção *SwissLoc* foram avaliados com e sem os *cantilevers*. O primeiro carregamento, com os

cantilevers, foi realizado com 15 e 30 pounds aplicados unilateralmente no primeiro molar e 15 pounds no segundo pré-molar. Em seguida, foram removidos os *cantilevers* e, 25 pounds foram aplicados no primeiro molar. Os quatro tipos de próteses, com ou sem *cantilevers* para 2 e 3 implantes, apresentaram baixa transferência de tensão aos implantes. O sistema *SwissLoc* apresentou uma distribuição de tensão mais uniforme quando comparado com o sistema barra-clipe. O corpo de prova confeccionado com 2 implantes apresentou uma distribuição de tensão mais uniforme para o rebordo e uma menor concentração de tensão ao redor dos implantes pilares quando comparado com o que apresentava 3 implantes.

Fanuscu e Caputo em 2004 compararam fotoelasticamente a distribuição de tensão de 2 sistemas de retenção em uma *overdenture* maxilar. Para tanto, 4 implantes foram inseridos em um modelo de uma maxila humana reabsorvida. Dois sistemas de retenção foram avaliados, com e sem o palato da prótese: barra-clipe, com clipe posicionado na região anterior e sistemas resilientes instalados à distal da barra e, o sistema de retenção bola. Cargas de 1,4 a 14,4 Kg foram aplicadas nos incisivos e primeiro molar. As 4 variações do corpo de prova permitiram o deslocamento da prótese durante a aplicação das cargas. Uma grande quantidade de tensão foi observada nos implantes distais quando foi avaliado o sistema de retenção de barra-clipe com associação do sistema resiliente na distal da barra o mesmo ocorreu com o sistema bola. Concluíram que é necessária uma oclusão balanceada bilateral para que haja estabilidade da prótese quando os 2 sistemas de retenção forem utilizados.

Bortoli Jr em 2004 verificou por meio da análise fotoelástica a distribuição de tensões nos implantes quando *overdentures* são retidas por meio do sistema barra-clipe ou bola. Confeccionou um modelo inferior de resina fotoelástica contendo 3 implantes rosqueados do tipo osseointegrado. Sobre este modelo foram confeccionadas 2 *overdentures*, sendo uma ancorada pelo sistema bola e a outra pelo sistema barra-clipe. Este modelo inferior foi colocado em um articulador ocluindo com um modelo superior. Sobre o articulador foram aplicadas cargas de forma crescente: 2Kg, 5Kg, 7kg e 10Kg, com a oclusal dos dentes em MIC alternando as *overdentures* inferiores, entre os sistemas de retenção bola e barra-clipe. Em seguida foi mudada a relação dos dentes para lateralidade direita, lateralidade esquerda e protrusiva, alterando as cargas sobre o articulador: 2Kg e 4Kg. Os resultados permitiram concluir que nas *overdentures* as tensões são bem distribuídas pelos implantes e rebordo. Aparentemente o sistema bola transmitiu menor carga aos implantes e maior carga ao rebordo, enquanto que com a barra-clipe foi transmitida maior carga aos implantes e menor

carga ao rebordo. Sobre os implantes a maior concentração de carga foi transmitida ao ápice e à região cortical, enquanto uma menor parte foi transmitida ao longo do seu corpo. Em movimentos de lateralidade as tensões sobre o rebordo são maiores no lado de movimento.

Ochiai et al, em 2004, avaliaram a transmissão de força em *overdentures*, com ou sem a presença do palato. Um modelo fotoelástico de uma maxila totalmente desdentados com 2 implantes de 3,75 X 13 mm da marca 3i (3i implant innovation, Palm Beach Gardens, Flórida) foi confeccionado. Três tipos de sistema de retenção foram avaliados: barra-clipe associada a dois sistemas de encaixe do tipo ERA (Sterngold, Attleboro, Massachussets, EUA), *sistema Zaag* (Zest Anchor Inc, Escondido, Califórnia, EUA) e sistema *Locator* (Zest Anchor Inc, Escondido, Califórnia, EUA). Inicialmente todas as *overdentures* foram avaliadas com o palato, que em seguida foi removido. Cargas de 25 lb foram aplicadas no primeiro molar esquerdo e direito e na região de papila dos incisivos centrais. Os resultados demonstraram que, sob incidência de cargas na região de papila dos incisivos centrais, houve uma maior concentração de tensão ao redor dos implantes quando da utilização do sistema de retenção barra-clipe associado ao sistema ERA seguido dos sistemas *Zaag* e *Locator* que não apresentaram diferenças entre si. Após a remoção do palato houve maior concentração de tensão no sistema de retenção barra-clipe seguido dos sistemas *Zaag* e *Locator*. A ausência do palato demonstrou aumento na concentração de tensões ao redor dos implantes e nos tecidos de suporte.

Gomes em 2005 utilizou o método da fotoelasticidade associado a um programa de computação que permitia quantificar as imagens. Analisou a dissipação das tensões originadas de cargas oclusais em *overdentures* implanto-mucosa suportadas em duas situações: (1) barra *Dolder* apoiada em 4 implantes; (2) barra *Dolder* apoiada em 2 implantes. Os estudos foram feitos com aplicação de cargas na ordem de 3, 6 e 10Kg, em 4 situações oclusais: máxima intercuspidação, protrusão, trabalho e não trabalho, tendo como antagonista um modelo dentado. Os resultados permitiram concluir que: (1) a dissipação mais equilibrada das tensões ocorreu na posição de máxima intercuspidação; (2) a maior média de tensões foi encontrada na posição de trabalho; (3) quando se utilizou a barra unindo 4 implantes, a região distal ao implante mais posterior recebeu o maior volume de tensões; (4) a região do mento recebeu maior volume de tensões quando utilizada uma barra unida a 4 implantes, nas posições de protrusão e lateralidade; (5) em protrusão, a barra apoiada sobre dois implantes recebeu mais tensões axiais, quando comparada à barra apoiada sobre 4 implantes.

Celik e Uludag em 2007 compararam a transmissão de tensão de 4 sistemas de retenção para *overdenture*. Para isso, 2 modelos fotoelásticos foram confeccionados com 3 implantes 3,7 x 14 mm (Swissplus, Zimmer Dental, Carlsbad, Califórnia, EUA) instalados na região interforaminal. No primeiro modelo os implantes apresentavam-se paralelos entre si; no segundo modelo o implante central apresentava-se paralelo à linha mediana, enquanto os dois implantes mais distais divergiam 20° do implante central. Quatro sistemas de retenção foram estudados: Bola (Swissplus, Zimmer Dental), *Locator* (Locator attachment Intl Inc, San Mateo, Califórnia, EUA), barra-clipe (Bredent, Senden, Alemanha) e sistema barra clipe associado ao sistema bola (Bredent, Senden, Alemanha). Uma força vertical de 135 N foi aplicada na fossa central do primeiro molar direito. O sistema de retenção barra-clipe associado ao sistema bola apresentou menor transmissão de tensão aos implantes, tanto nos inclinados quanto no paralelo à linha média. Concluíram que para os implantes inclinados ou paralelos uma moderada transmissão de tensão foi observada quando sistemas de retenção do tipo isolados foram utilizados e, uma baixa transmissão de tensão quando sistemas de retenção unidos foram utilizados.

Silva et al. em 2010 realizaram, por meio da análise fotoelástica, um estudo para avaliar a tensão ao redor de implantes e rebordo alveolar em mandíbulas reabilitadas com *overdentures*. O primeiro grupo era constituído por 2 modelos fotoelásticos que apresentavam 2 implantes: (1) implantes instalados nos locais correspondentes aos caninos; e (2) implantes posicionados no local correspondente ao canino esquerdo e incisivo lateral direito. Todos os implantes correspondentes aos modelos fotoelásticos do primeiro grupo foram unidos por uma barra. E o segundo grupo, constituído por modelos que apresentavam 3 implantes, testaram: (1) 3 *o´rings*; (2) 2 sistemas ERA unidos por uma barra sem a utilização do clipe; e (4) associação dos sistemas ERA com barra e clipe. Uma força axial de 6.8 Kgf foi aplicada nos primeiros e segundo pré-molares e primeiros molares. Os resultados demonstraram que ao redor da área do canino esquerdo não ocorreu a formação de franjas; já na área de incisivo lateral esquerdo houve uma baixa concentração de tensão. A região de canino direito apresentou a maior concentração de tensão, principalmente quando o sistema ERA foi utilizado.

2.3 Elementos Finitos

A aplicação de um modelo matemático precursor do método dos elementos finitos em odontologia iniciou-se com Huang e Ledley em 1975, que analisaram a aplicação de forças verticais e horizontais em um incisivo central superior, através de uma relação linear de força de deslocamento. Concluíram que, sob carga vertical, ocorreu apenas o deslocamento vertical do dente. Sob carga horizontal pura, o ponto de transição entre a compressão e a tração ocorreu mais apicalmente para o lado de deslocamento do dente. O incisivo central superior apresentou-se ligeiramente mais estável no plano frontal (sentido méso-distal) que no plano sagital (sentido vestibulo-lingual), quando submetido à carga ortodôntica de mesma magnitude, devido ao maior diâmetro da raiz no sentido vestibulo-lingual.

Farah e Craig, em 1973 compararam, entre os métodos de elementos finitos bidimensional e fotoelasticidade, as tensões desenvolvidas em restaurações de classe II. Estas mostravam-se de forma clara, visível com formação de franjas coloridas fotoelásticas, podendo ser avaliadas do ponto de vista qualitativo, ao passo que, pelo método dos elementos finitos, a avaliação é mais detalhada quanto ao completo estado de tensões que se processam no modelo pesquisado. Sugeriram, ainda de forma indelével, que a associação dos dois métodos, permite um melhor entendimento da distribuição das tensões, quando uma restauração dental é submetida à ação das cargas mastigatórias.

Aydin e Akay em 1980 observaram, pelo método dos elementos finitos, o comportamento de uma camada de material resiliente colocado na base da prótese com o intuito de prevenir uma pressão excessiva sobre o rebordo residual, além de promover uma distribuição mais uniforme das cargas resultantes das forças mastigatórias. Concluíram que a distribuição da tensão foi mais uniforme durante a carga oclusal com a camada resiliente, promovendo menor deslocamento vertical do rebordo alveolar sob a base da prótese do que na base da prótese convencional. Além disso, camada resiliente promove uma melhor absorção das forças, redistribuindo-as uniformemente.

De Vree et al. em 1983 utilizaram os métodos da análise fotoelástica e dos elementos finitos para determinar a tensão gerada no interior da estrutura dentária, quando 3 tipos de preparos cavitários (A, B e C) eram simulados. Em ambos os métodos foi aplicada carga de

200N no sentido axial. Para confecção do modelo fotoelástico utilizou-se resina Araldite-E (Ciba-Geigy, Basileia, Suíça). Os dados numéricos, nesse método, foram obtidos pelo quociente $\sigma/\sigma_{\text{ref}}$, onde σ é dado pela diferença entre 2 valores de tensão na superfície do modelo e σ_{ref} é dado pela carga aplicada dividido pela área do modelo. No método matemático bidimensional dos elementos finitos a resina fotoelástica foi representada como um material homogêneo e isotrópico. A malha foi obtida através do programa Triquamesh Universal *Mesh-Generator Program* (Schoofs, Beukering & Sluiter), no formato triangular, constituída por 3 nós, com seu respectivo módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, com 2 graus de liberdade por nó e com deslocamento do elemento de forma linear. O programa Femsys Maxwell-Huber-Von Mises foi responsável por calcular a distribuição da tensão no interior do modelo matemático de elementos finitos. O modelo de preparo cavitário A apresentou, quantitativamente e qualitativamente, os mesmos resultados nos dois métodos. Os modelos B e C demonstraram diferenças numéricas entre os métodos. Essa diferença foi explicada pelos autores devido à imprecisão inerente dos modelos fotoelásticos, já que a simulação do material restaurador no preparo cavitário nesse modelo pode não estar perfeitamente adaptado diferente do que ocorre no modelo de elementos finitos, além da necessidade do refinamento da malha no modelo matemático.

Bidez e Mish em 1992 avaliaram as propriedades mecânicas de barras do sistema de retenção do tipo barra-clipe. Para isso, um modelo tridimensional de elementos finitos foi construído utilizando o software Patran Plus (PDA Engineering, Santa Ana, CA). Barras de três diferentes comprimentos (6 mm, 12 mm e 18mm) e fundidas em 3 diferentes ligas (I- Au 56%, Pd 4% e Ag 25%; II- Pd 86%, Au 2% e Ag 1%; e III- Co 63%, Cr 28.5% e Mo 6%) foram avaliadas. Os modelos matemáticos das barras eram unidos de forma rígida a 2 implantes de 3,8 x 10 mm e esses a um bloco do osso. 200 N de força foram aplicadas sobre um clipe localizado no centro das diferentes barras. As análises das áreas de transmissão de tensões e deflexões foram realizadas pelo sistema ANSYS 4.4 *finite element* (Swanson Analysis Systems, 1991). Os resultados mostraram que os comprimentos das barras parecem estar mais relacionados aos índices de insucesso quando comparado às diferentes ligas de suas fundições. Assim as barras de 18 mm apresentaram maior concentração de tensão. Quando comparado os diferentes tipos de liga observaram que quanto maior a rigidez do material maior era a magnitude da tensão.

Meijer et al. em 1992 calcularam pelo método dos elementos finitos a distribuição de tensões no osso adjacente a implantes de acordo com variações no tamanho dos implantes, altura da mandíbula e presença de barra conectando dois implantes. Utilizou um modelo bidimensional com propriedades isotrópicas e lineares, aplicando uma força vertical de 100 N. Observou que o comprimento dos implantes possui pouca influência na distribuição de tensões decorrentes de carga vertical.

Meijer et al. em 1993^a avaliaram a distribuição de forças em uma mandíbula com 2 implantes posicionados na região interforaminal. Para tanto, foram confeccionados 3 modelos matemáticos de elementos finitos: 1º um modelo tridimensional representado por uma mandíbula inteira; 2º um modelo tridimensional representado apenas pela região interforaminal da mandíbula; e 3º um modelo bidimensional da região interforaminal da mandíbula, obtido pelo programa *CAE-Program CAEDS* (IBM Corporation, Kingston, New York). Dessa forma, poderia ser avaliado se um modelo mais simples, que um tridimensional representado pela mandíbula inteira, poderia ser utilizado. Todos os materiais foram considerados isotrópico, homogêneo e com elasticidade linear. Os implantes eram então conectados através do sistema de retenção do tipo barra-clipe para em seguida serem substituídos por sistemas isolados do tipo bola. As diferenças na distribuição das cargas em relação aos tipos de sistemas foram avaliadas nos três modelos fotoelásticos. Concluíram que o modelo tridimensional representando apenas a região interforaminal pode ser utilizado, pois apresentou os mesmos resultados que o modelo tridimensional representado pela mandíbula inteira. Além disso, é um modelo menor e apresenta economia de tempo na confecção de sua malha, levando 3 horas para ser elaborado enquanto o da mandíbula inteira 24 horas.

Meijer et al. em 1993^b afirmaram que o desenho da estrutura do sistema de retenção utilizada para reter *overdentures* influencia a incidência de cargas sobre os implantes e a deformação óssea na região interforaminal. Essa deformação óssea provoca a incidência de cargas sobre os implantes podendo provocar reabsorção óssea e perda do implante. Os autores também avaliaram a distribuição de cargas sobre uma mandíbula totalmente desdentados pelo método de elementos finitos tridimensional. O modelo foi obtido a partir de uma mandíbula humana que apresentava 2 implantes posicionados na região interforaminal. A malha foi confeccionada pelo sistema de análise de imagem (IBAS, Zess/Kontron, Eching, Alemanha) considerando a propriedade dos materiais isotrópica, homogênea e com elasticidade linear. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram atribuídos de acordo com relatos da

literatura. Assim, os implantes foram avaliados: conectados através do sistema de retenção do tipo barra-clipe e através de um sistema de retenção isolado do tipo bola. Foram aplicadas forças: horizontal de 10 N, vertical de 35 N e forças oblíquas de 70 N. A principal concentração de força ocorreu ao redor do pescoço do implante, sendo que forças oblíquas foram as responsáveis dentre as demais forças por causar maior índice de estresse. Diferenças nas concentrações de estresse quando comparados os tipos de sistemas, isolados ou do tipo barra, quando aplicada mesma intensidade e direção de força não foram estatisticamente significantes.

Meijer et al. em 1994 avaliaram a distribuição de tensão ao redor de implantes instalados em uma mandíbula totalmente desdentados modelada a partir de uma mandíbula humana em elementos finitos, construídos pelo programa *CAE-Program CAEDS* (IBM Corporation, Kingston, Nova Iorque). O 1º modelo constituído por 4 implantes unidos por uma barra seguindo a anatomia da mandíbula; o 2º modelo constituído por dois implantes localizados na região interforaminal unidos por uma barra; o 3º modelo constituído por dois implantes, também localizados na região interforaminal, sem o sistema de retenção barra-clipe. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, homogêneos e com elasticidade linear. O módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson foram atribuídos de acordo com a literatura. Forças horizontais de 10 N, verticais de 90 N e oblíquas de 70 N foram aplicadas. Os resultados demonstraram que o sistema de retenção do tipo barra-clipe quando ancorado sobre 4 implantes foi o que causou maior concentração de tensão e compressão ao redor do pescoço do implante. Assim, nesses esquemas clínicos, os autores recomendam que sejam utilizados sistemas de retenção do tipo isolados tais como o ring ou bola.

Van Zyl et al. em 1995 avaliaram, através do método dos elementos finitos, a distribuição de tensão em 6 implantes instalados em uma mandíbula totalmente desdentados unidos por uma barra que simulava o protocolo de uma prótese total fixa. Análise bioesteriométrica (Reflex Measurement, Somerset, Inglaterra), que consiste em um ploter óptico, foi utilizada para obtenção do modelo tridimensional de uma mandíbula de um homem de 63 anos. O programa ADINA-IN (Massachusetts Institute of Technology software, Massachusetts, EUA) constituiu a malha do modelo tridimensional composto por 4.000 elementos e 5.200 nós. Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas e homogêneas. Cargas compressivas de 100 N foram aplicadas: no implante distal, a 7 mm para distal desse e, a partir dessa medida, a carga foi aplicada a cada 2 mm até percorrer todo o cantilever da

barra. Os resultados mostraram que quanto mais a incidência de carga se tornava distal em relação ao último implante maior a concentração de tensões na região lingual desse. Os autores concluíram que a extensão de 15 mm de cantilever permite uma aceitável incidência de carga no implante mais distal o que poderia garantir a sua integridade.

Meijer et al. em 1996 avaliaram a distribuição de tensão no osso ao redor de implantes instalados em uma mandíbula totalmente desdentados. Para isso, modelos matemáticos foram construídos a partir de uma mandíbula humana no programa *CAE-Program CAEDS* (IBM Corporation, Kingston, Nova Iorque). O 1º modelo era constituído por 4 implantes unidos por uma barra seguindo a anatomia da mandíbula e o 2º modelo constituído por 4 implantes, também localizados na região interforaminal, sem a barra que simulava o sistema de retenção barra-clipe. As forças foram aplicadas em sentido e direção diferentes: no sentido horizontal com intensidade de 10 N, na vertical com intensidade de 35 N e força oblíqua, com 120º de inclinação, com intensidade de 70N. Os resultados mostraram que a maior concentração de tensão, em todos os tipos de forças incididas, ocorreu ao redor do pescoço do implante. Uma maior concentração de tensão foi observada na primeira situação, em que os implantes encontravam-se unidos, quando comparado com a segunda situação, em que os implantes encontravam-se isolados.

Luo et al. em 1998 investigaram a distribuição de tensão, simulando carga em máxima intercuspidação, ao redor de implantes e raízes residuais com retentores barra-clipe e stud associados às próteses *overdentures*. Concluíram que independente de ser raiz ou implante esses sistemas de retenção apresentaram diferenças em relação ao padrão de distribuição de tensão. A maior concentração de tensão no osso cortical ocorreu para a incidência de carga oblíqua quando comparada com a força vertical. Além disso, a *overdenture* ancorada por implante produziu maior concentração de tensão no osso cortical quando comparada com a *overdenture* ancorada por remanescentes radiculares.

Menicucci et al. em 1998 avaliaram a transmissão de força em uma mandíbula totalmente desdentados reabilitada com *overdenture*. A concentração de forças na região distal do rebordo edêntulo e na região peri-implantar foi comparado em *overdentures* retidas por sistema do tipo bola e sistema barra com 2 cliques. O modelo matemático de elementos finitos foi construído pelo programa *Sprints* (Blue Engineering, Torino, Itália), sendo constituído por osso cortical, esponjoso, mucosa e 2 implantes. Forças de 35 N foram aplicadas. Concluíram que a grande concentração de força na região distal do rebordo alveolar

posterior não apresentou diferença significativa quando comparados os 2 tipos de sistemas, bola ou barra-clipe. Porém, houve uma maior concentração de força na região peri-implantar quando o sistema de retenção do tipo barra-clipe foi utilizado.

Pan et al. em 2000 avaliaram, pelo método dos elementos finitos, a influência do comprimento das raízes na distribuição de tensão quando *overdentures* são ancoradas por coroas telescópicas em caninos. Observaram que, à medida que o comprimento da raiz remanescente diminuía, aumentava a concentração de tensão no osso ao seu redor. Mas a concentração de tensão ao redor da raiz do canino era pequena comparada com um canino em condições normais, isso porque, parte da dissipação de tensão ocorria no rebordo alveolar remanescente.

Bai et al. em 2005 escanearam um crânio humano desdentado total masculino obtendo modelos 3D, pela técnica dos elementos finitos, para avaliar as cargas oclusais aplicadas sobre uma *overdenture*, simulada sobre a maxila. Os resultados mostraram que os modelos da maxila desdentada e do crânio apresentaram geometria similar e que a distribuição de tensões nas paredes do seio maxilar pode ser claramente observadas.

Chun et al. em 2005 avaliaram a distribuição de cargas em implantes instalados em uma maxila totalmente desdentados reabilitada com *overdenture*. Quatro diferentes sistemas de retenção foram selecionados: *Dalbo Stud*, *Dalbo Stress Broken*, *Dalro* e *O'ring*. Foi confeccionado um modelo de elemento finito tridimensional pelo programa ANYSY, constituído por mucosa, osso cortical e trabecular. Todas as estruturas foram consideradas isotrópica, homogênea e com elasticidade linear. Cada sistema foi submetido às forças: vertical e oblíquas, com 30°, 45° e 60° de inclinação, com intensidade de 150 N. As incidências de cargas foram avaliadas tanto em osso medular quanto em osso cortical. Os resultados mostraram que a quantidade de força transmitida à estrutura óssea e aos implantes variou conforme o sistema de retenção utilizado. O sistema *Dalro* foi o que apresentou maior transmissão de forças tanto para os tipos de osso quanto para implante, independente do sentido da força. Já o sistema *Dalbo Stud* apresentou a menor transmissão nas mesmas condições.

Tanino et al. em 2007 avaliaram, pelo método dos elementos finitos, o efeito do sistema de retenção individual bola com diferentes espessuras de cápsulas para *overdentures* maxilares, quando o palato é removido. Dois modelo 3D foram confeccionados para simular

uma maxila humana: (1) com 2 implantes na região de caninos; e (2) 4 implantes, sendo 2 nas regiões do canino e outros 2 em pré-molar, sobre os quais foi ancorada uma prótese *overdenture*. As cápsulas do sistema de retenção foram simuladas com diferentes espessuras de 1 a 3 mm. Forças axiais de 100 N foram aplicadas na superfície do primeiro molar. Resultados mostraram que a maior concentração de tensão ocorreu no implante localizado na região do canino, na região peri-implantar, do lado em que a carga foi aplicada. À medida que o módulo de elasticidade da cápsula aumentava diminuía a quantidade de tensão no osso cortical. Concluíram que a concentração de tensão pode ser alterada, quando desejada, alterando o módulo de elasticidade do sistema de retenção selecionado para reter a *overdenture*.

Özçelik e Ersoy em 2007 avaliaram, pela associação dos métodos de análise fotoelástica e elementos finitos, a tensão distribuída ao redor de implantes e dentes quando esses são utilizados unidos como pilares de próteses fixas. O modelo a ser testado simulava uma prótese fixa de três elementos tendo como pilares um implante e um elemento dentário e, entre eles, um pântico. O modelo matemático de elementos finitos foi construído através do programa Marc K7.2/Mentat 2001 (Marc Analysis Research Corporation, Polo Alto, Califórnia, EUA). Todas as estruturas foram consideradas isotrópicas, homogêneas e com elasticidade linear. O modelo experimental de análise fotoelástica foi obtido com resinas PL-2 e PLH-2 (Measurements Group Inc., Raleigh, Carolina do Norte, EUA). Três tipos de simulação de união dente a implante foram realizados: conector rígido colocado apoiado no elemento dentário, conector semi-rígido apoiado no elemento dentário e conector semi-rígido apoiado no implante. Forças de 250 N foram aplicadas no sentido vertical. Os resultados mostraram que o maior índice de tensão ocorreu ao redor do implante quando o sistema de conector rígido foi utilizado. Conectores semi-rígidos incorporados no implante diminuem a transmissão de tensão na estrutura óssea. Os autores concluíram que o sistema de conector semi-rígido é a melhor opção quando elementos dentários forem unidos a implantes.

Daas et al. em 2008 avaliaram a influência e o comportamento dos mecanismos dos sistemas de retenção Bola e *Dalido plus*, utilizados para reter *overdenture* durante a mastigação. Para tanto, um modelo 3D de elementos finitos foi gerado a partir de tomografia e constituído por 2 implantes posicionados na região de caninos. Foi simulada a ação durante fechamento da mandíbula do músculo masseter. À medida que aumentou a incidência de

carga ocorreu um aumento na concentração de tensão na mucosa simulada e osso adjacente e uma diminuição na concentração de tensão ao redor do implante.

Barão et al. em 2008 construíram 2 modelos de elementos finitos 2D, sendo que um simulou uma *overdenture* sobre 2 implantes, retida por sistema barra-clipe (1); e outro, conectado por uma barra-clipe e *o´rings* distais (2), para observar o efeito de diferentes 3 espessuras de mucosa: 1, 3 e 5 mm e duas consistências de resiliência: dura e macia, na distribuição de tensões, quando submetidas à cargas. O modelo (1) apresentou os maiores valores de tensão independente das características da mucosa. Verificou-se que a tensão diminuía à medida que a espessura e a resiliência da mucosa aumentavam. O osso cortical apresentou os maiores valores de tensão. O uso do sistema de retenção com barra-clipe associado ao sistema *o´ring* apresentou distribuição das tensões mais satisfatórias.

Lü et al. em 2008 analisaram a distribuição de tensão em osso alveolar ao redor de implantes sob uma prótese *overdenture*, (1) quando uma oclusão linear e (2) uma oclusão linear em posição lateral da mandíbula a oclusão anatômica, foram simuladas. Uma tomografia computadorizada foi utilizada para a obtenção do modelo 3D de elementos finitos, constituído por: osso, mucosa, sistema de retenção barra-clipe e 2 implantes. Em oclusão linear os picos de tensão no osso foram menores quando comparado com a oclusão anatômica. A tensão no osso alveolar distribuiu-se de forma mais homogênea durante os testes com oclusão linear quando comparado com a oclusão anatômica.

Assunção et al., em 2009, avaliaram 3 modelos bidimensionais de elementos finitos simulando mandíbulas totalmente desdentadas, sendo: modelo A: mandíbula totalmente desdentada sob a qual foi colocada uma prótese total convencional; modelo B: mandíbula totalmente desdentada com *overdenture* ancorada sobre dois implantes unidos pelo sistema de retenção barra-clipe; modelo C: mandíbula totalmente desdentados com 2 implantes instalados e unidos a uma *overdenture* com sistema de retenção *o´ring*. O objetivo foi avaliar a distribuição de tensão na região posterior de rebordo alveolar residual nas diferentes situações, sob ação de forças verticais de 100N, aplicadas na região de 1º molar esquerdo. Os resultados foram avaliados pelo programa de computador ANSYS, mostrando que os modelos B e C apresentaram maiores valores de tensão nos tecidos de suporte quando comparado com o grupo A. Concluíram que a utilização de sistemas de retenção para fixação de próteses em pacientes totalmente desdentados aumenta os valores de tensão no rebordo alveolar e, que o uso de sistema de retenção barra-clipe favoreceu a menor incidência de carga nos tecidos

adjacentes aos implantes, quando comparado com o sistema de retenção isolados do tipo *o´ring*.

Nagata et al. em 2009 analisaram pelo método dos elementos finitos, o comportamento das tensões de *overdentures* retidas por coroas telescópicas sob raízes remanescentes, reforçadas nas seguintes condições: com pinos de fibra de vidro; com retentores de polimetilmetacrilato, e com compósito de resina. A carga para fratura do pino de fibra associado ao compósito de resina foi estatisticamente superior quando comparado aos demais. A utilização do pino de fibra diminuiu a concentração de tensão na região superior da coroa e, transferiu essa concentração para a região cervical. Os resultados sugeriram que a utilização de pino de fibra aumentou a resistência à fratura de remanescentes radiculares utilizados para ancorar próteses *overdentures*.

Eser et al. em 2009 associaram os resultados obtidos pelos métodos de *strain gauge* e elementos finitos para avaliar a carga imediata em *overdenture* retidas por barra-clipe sobre implantes na maxila. Para tanto, 4 implantes de 12 mm de altura foram instalados na região de lateral e primeiro pré-molar em 4 cadáveres. Nestes colocaram células de cargas de *strain gauge* para aplicação de carga de 100N. O mesmo modelo foi desenhado para avaliação dos resultados em elementos finitos. A média de valores de tensão registrados pelo método dos *strain gauge* foi maior que o registrado pelos elementos finitos, porém não houve diferença estatisticamente significativa entre eles. Considerando o comportamento biomecânico complexo dos tecidos duro e mole em humanos, os métodos forneceram valores comparáveis de tensão nos implantes utilizados para ancorar *overdentures* maxilares.

Barão et al. em 2009 compararam a distribuição de tensão em próteses totais convencionais e prótese *overdenture* implanto retida. Para tanto, 4 modelos de elementos finitos foram construídos: modelo A - controle; modelo B - *overdenture* retida por uma barra-clipe sobre dois implantes; modelo C - *overdenture* retida pelo sistema barra-clipe associado à *o´ring* na distal da barra; e modelo D – *overdenture* retida por 4 *o´rings*. A carga aplicada foi de 100N no sentido vertical, na região de incisivos centrais. Os menores valores de tensão foram registrados no modelo A, seguido do C, D e B. O mesmo ocorreu com os maiores valores de tensão distribuídos no rebordo.

Prakash et al. em 2009 avaliaram a distribuição de tensão e a flexão entre implantes utilizados para reter *overdenture* por meio de várias configurações do sistema de retenção

barra-clipe. Uma mandíbula humana foi escaneada para obtenção dos modelos de elementos finitos e associada aos sistemas de retenção: 1) sistema barra-clipe unindo 2 implantes; 2) 3 barras unindo 4 implantes; 3) 2 barras unindo 4 implantes pelas laterais. Os modelos foram carregados com 100 N de força. Comparações qualitativas entre as tensões no osso ao redor dos implantes e nos sistemas de retenção foram: modelo1> modelo3> modelo2. A flexão da mandíbula e da barra foi: modelo2> modelo1> modelo3. Concluíram que o sistema de retenção de barra clipe unindo os 4 implantes apenas por barras laterais é a melhor escolha quando comparado com 1 sistema de retenção unindo 2 implantes e 4 implantes unidos todos pelo sistema de retenção barra-clipe.

Assunção et al. em 2009 avaliaram a distribuição de tensão em próteses totais convencionais e *overdentures* quando diferentes espessuras de mucosa (1, 3 e 5 mm) e 3 durezas de resiliência (macia, resiliente e dura) foram simuladas, utilizando para isso um modelo 2D de elementos finitos. O grupo CD foi representado por uma mandíbula sobre a qual apoiou-se uma prótese total convencional, e o grupo IO foi representado por uma mandíbula e dois implantes onde ancorou-se uma *overdenture* com sistema de retenção barra-clipe associado ao sistema *o'ring*. O grupo IO apresentou maiores níveis de tensão quando comparado com o grupo CD. A tensão decresceu nos tecidos de suporte, em ambos os grupos, à medida que a resiliência e a espessura da mucosa aumentaram. Em relação aos tecidos de suporte, a cortical óssea apresentou os maiores níveis de tensão. Concluíram que o uso de sistemas de retenção aumenta os níveis de tensão e que a resiliência e a espessura da mucosa influem mais ainda nesses valores.

Cruz et al. em 2009 confeccionaram 2 modelos de elementos finitos para avaliar a distribuição de tensões, quando posições de implantes foram simuladas. Em um modelo foram posicionados 3 implantes de forma alinhada; no outro modelo os implantes foram posicionados de forma que o primeiro, também chamado de implante mesial, foi angulado para a lingual; o segundo, o implante do meio, foi posicionado no centro do rebordo; e o terceiro, implante da distal, foi inclinado para a vestibular. Os sistemas receberam coroas simulando pré-molares unidos e forças verticais de 100N e horizontais de 20N foram aplicadas no centro da coroa do pré-molar central. Os resultados mostraram que a maior concentração de tensão, em ambos os modelos simulados, ocorreu na região cervical dos implantes da mesial e da distal. O modelo que simulou implantes alinhados demonstrou áreas de concentração de tensão ao redor do corpo dos implantes, o que não foi detectado no

segundo modelo, em que os implantes assumiram uma posição não linear. Conclui-se que não há grande diferença nos padrões de distribuição das tensões nos dois tipos de sistemas simulados.

Tabata et al. em 2010 avaliaram a distribuição de tensão, por meio do método dos elementos finitos, em *overdentures* sobre implantes. Para tanto, foram confeccionados 2 modelos 2D de uma mandíbula sobre a qual ancorou-se uma *overdenture* retida pelo: (1) sistema barra-clipe, e (2) sistema *o'ring*. Forças axiais de 100 N foram aplicadas na região central e lateral dos modelos. A maior concentração de tensão ocorreu na região de osso cortical. Quando comparados os grupos, o sistema de retenção barra-clipe demonstrou menores valores principais de tensão quando comparado com o modelo em que se utilizaram somente *o'rings*. Assim, o sistema de retenção barra-clipe mostrou-se mais favorável na distribuição de tensão na região peri-implantar.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa foi avaliar o comportamento das tensões oriundas das forças aplicadas sobre próteses tipo *overdentures*, com sistema de retenção barra-clipe, suportadas sobre 2 implantes, em duas condições de posicionamento na região inter-forames, paralelos e com angulações de 10°, por meio dos métodos fotoelástico e elementos finitos, que simulou mandíbula fotoelástica e de tecido ósseo.

Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Os materiais empregados para o desenvolvimento dos corpos de prova desta pesquisa estão relacionados nos quadros a seguir:

Foi utilizado neste trabalho o sistema de encaixe do tipo barra clipe, empregado como sistema de retenção de próteses tipo *overdentures*. No quadro 4.1 abaixo estão relacionados o fabricante, sistema de encaixe e número de amostras:

Fabricante/Marca	Sistema/Encaixe	Posição dos implantes	Nº de Amostras
Conexão® Sistemas de Prótese	Tipo Barra-clipe	Paralelos	3
Conexão® Sistemas de Prótese	Tipo Barra-clipe	Divergentes 10°	3

Quadro 4.1 - Marca comercial/fabricante, sistema de encaixe, posição dos implantes e número de amostras utilizadas no trabalho

Os materiais que foram empregados na execução e confecção dos corpos de prova utilizados na análise fotoelástica estão relacionados no quadro 4.2 abaixo:

Produto	Marca	Fabricante/Distribuidor
Adesivo a base de cianoacrilato	Super bonder	Henkel Co, Düsseldorf, Alemanha
Análogo MS 3,75/4,0	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil
Borrachas de acabamento de resina	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda. São Paulo, Brasil
Borrachas de Polimento	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda. São Paulo, Brasil

Broca multilaminada	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda. São Paulo, Brasil
Cera nº 7	Clássico	Artigo Odontológico Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Cera	Dentaurum	Dentaurum, Inspringen, Alemanha
Cera Utilidade	Clássico	Artigo Odontológico Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Cone de feltro	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Dente de estoque	Orthosil Modelo A9 e N6	Ivoclar Vivadent Liechtenstein, Alemanha.
Disco de Aço	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Disco de Carborundum	SS-White	SS-White Artigo Dentários Ltda., Rio de Janeiro, Brasil
Escova de pelo nº 10	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Escova de flanela	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent Liechtenstein, Alemanha
Gesso tipo IV	Durone IV	Dentsply Ind. e Com. Ltda., Catanduva, São Paulo, Brasil
Implantes de titânio Master Screw 3,73 x 13 Hex Ext – (4)	Conexão	Conexão Sistema de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil
Isolante para resina acrílica	Cel-Lac	S.S. White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, Brasil
Liga de Níquel-Cromo	Verabond II	Albadent Inc., EUA
Lixa d'água nº 500	T - 223	Norton, Worcester, Massachussets, EUA.
Maxicut	KG - Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Óleo Mineral branco	Campestre	Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda., São Paulo, Brasil

Óxido de Alumínio Malha 100	3M	3M do Brasil Ltda., Campinas, São Paulo, Brasil
Papel carbono para articulação	Accufilm II	Parkell Inc., Nova Iorque, EUA
Parafuso Ucla Hexagonal MS 3,75/4,0	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil
Pasta para Polimento	SS-White	SS-White Artigo Dentários Ltda., Rio de Janeiro, Brasil
Pontas diamantadas	KG-Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Programa de computador	NEINastran	Noran Engineering, Westminster, California, EUA
Programa para computador	Rhinoceros	NURBS Modelling for Windows, Miami, EUA
Resina autopolimerizável	Duralay	Duralay Resilience –MFG Co, Chicago, EUA
Resina autopolimerizável Incolor – RAAQ	Clássico	Artigo Odontológico Clássico Ltda., São Paulo, Brasil
Resina epóxi com adição de carbonato de cálcio na proporção de 100:30	Epoxiglass	Epoxiglass, São Paulo, Brasil
Resina Fotoelástica Base	PL-2	Vishay Measurements Group, Raleigh, Carolina do Norte, EUA
Resina Fotoelástica Catalisador	PL-2	Vishay Measurements Group, Raleigh, Carolina do Norte, EUA
Revestimento	Heat Shock	Polidental Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Silicone de condensação laboratorial	Zetalabor	Zhermack Clinical, Badia Polisinea, Rovigo, Itália
Silicone Industrial	Aerojet	Aerojet Brasileira de Fiberglass Ltda., São Paulo, Brasil
Silicone Industrial	Heat Shock	Polidental Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil

Silicone Industrial	Heat Shock	Polidental Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Silicone Laboratorial	Zetalabor	Zhermack Clínica, Badia Polesine, Rovigo, Itália
Silicone polimerizado por reação de adição	Flexitime	Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha
Sistema Barra Clipe	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil
Taças para acabamento e polimento	KG - Sorensen	KG-Sorensen Ind. e Com. Ltda., São Paulo, Brasil
Transferente quadrado 4,5 MS 3,75/4,0	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil
UCLA (Acril) MS 3,75/4,0	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil

Quadro 4.2 - Materiais que foram empregados na execução e confecção dos corpos de prova

4.2 MÉTODO

4.2.1 Método da Análise Fotoelástica

4.2.1.1 Resina fotoelástica

A resina fotoelástica empregada nessa pesquisa foi a PL-2 (Vishay Measurements Group). Suas características e propriedades possibilitam a obtenção de modelos com alto brilho, transparência e sem exsudação.

A polimerização do sistema endurecedor ocorre à temperatura ambiente, sendo que a reação exotérmica proveniente da mistura dos componentes pode fazer com que o material alcance a temperatura aproximada de 52°C a 57°C. A quantidade de material utilizado deve ser calculada previamente e a proporção dos dois componentes deve obedecer às instruções do

fabricante. A proporção empregada para a confecção do modelo fotoelástico foi de 50/50 g.

O armazenamento dos componentes deve ser no máximo de um ano tanto para base quanto para o catalisador.

As propriedades dos componentes da resina fotoelástica PL-2 estão descritas no quadro 4.3:

Fator K 0.02

Elongação Máxima 50%

Módulo de Elasticidade 2600 MPa

Coefficiente de Poisson 0.42

Sensibilidade óptica constante a até 43°C

Transparência excelente com pequeno tom de amarelo

Quadro 4.3 - Propriedades dos componentes da resina fotoelástica

Os aparelhos utilizados estão descritos no quadro 4.4 abaixo:

Aparelho	Marca	Fabricante / Distribuidor
Articulador Semi Ajustável	Bio-art A7 Plus	Bio-art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, Brasil
Balança digital mod 5500	Marte	Marte Balanças e Aparelhos de Precisão Ltda., Santa Rita, Minas Gerais, Brasil
Aparelhos de aplicação de cargas	Pistão a ar comprimido	Unisolda Ind. e Com. Serviços Ltda., São Paulo, Brasil
Máquina fotográfica digital	FinePix S9500	Fujifilm Corporation, Tóquio, Japão
Câmara de vácuo	JB Fast Vac T.M.	JB Industries Inc., Aurora, Illinois, EUA
Bomba de vácuo	Fast Vac tm – DV 142 N	JB Industries Inc., Aurora, Illinois, EUA
Lâmpada Photofood	G&E 500 W	General Electric Company,

		Nova Iorque, EUA
Difusor	Difusor com armação	Luminatec, Neihu District, Taipei, Taiwan
Filtro Polarizador (Placa quarter-wave)	Kenko	Kenko International Company Limited, Shenzhen, China
Filtro Analisador	Kenko	Kenko International Company Limited, Shenzhen, China
Crânio Fotoelástico	- - - - -	Criado por Cruz & Laganá, 2004
Compasso de Willis	Jon	Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, Brasil
Kit de Chaves para implante	Conexão	Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil
Delineador	Bio-art	Bio-art Equipamentos Odontológicos Ltda., São Carlos, São Paulo, Brasil
Forno para Fundição	EDG FVA - IV	EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, São Paulo, Brasil
Centrífuga	EDG	EDG Equipamentos e controles Ltda., São Carlos, Brasil
Paquímetro eletrônico digital	Starret	Starret Ind. e Com. Ltda., Itu, São Paulo, Brasil
Mufla	Mufla Bethil	Pro Metal Ind. Metalúrgica Ltda., Marília, São Paulo, Brasil
Placas Geton de polimerização	Placa Geton	Nova Techno Fabricação de Produtos Médicos e Odontológicos Ltda., Campinas, Brasil
Prensa Hidráulica	Prensa hidráulica de bancada PM 2000	Nova Techno Fabricação de Produtos Médicos e Odontológicos Ltda.,

Fresadora	Microtech	Campinas, Brasil Microtech SNC., Appignano, Itália
Moldeiras Zanetti	Jon	Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Carlos, São Paulo, Brasil
Scanner 3D HandyScan 3D Exascan	CREAFORM 3D	Creaform Inc., Quebec, Canadá

Quadro 4.4 - Aparelhos utilizados na metodologia

4.2.1.2 Fotoelasticímetro

A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em determinado modelo. Estas tensões serão reveladas com auxílio de um dispositivo denominado polariscópio. Há 2 tipos de polariscópio: plano e circular (Figura 4.1). O plano proporciona campo de visão escuro através dos polarizadores de eixo cruzados e claros por meio de eixos paralelos. Portanto, dois tipos de franjas foram visualizados neste aparelho: os padrões coloridos (claros), que são as franjas isocromáticas que mostram intensidade das tensões, e as linhas escuras, chamadas isoclínicas, sobrepostas às franjas coloridas e relacionadas com a direção da tensão. Alguns filtros são necessários para promover a visualização dos padrões isocromáticos, as chamadas placas *quarter-wave*. Elas irão cancelar as rotações das ondas de luz, anulando as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de Polariscópio Circular.

Figura 4.1 - Esquema do polariscópio plano (A) e circular (B): a - Fonte de luz; b - Difusor; c - Polarizador; d - Modelo fotoelástico; e - Filtro analisador; g - Filtros *quarter-wave*; f - Máquina fotográfica

Nesta pesquisa, foi utilizado um polariscópio do tipo circular, pertencente ao Laboratório do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (Figura 4.2).

Para obter uma melhor nitidez das imagens e visualização das franjas isoclínicas (coloridas), o modelo fotoelástico e os corpos de provas foram colocados juntos com o aparelho de aplicação de cargas, em um recipiente contendo óleo mineral puro. Fazem parte da montagem do aparelho para a análise fotoelástica: um componente ótico, o refletor fotográfico contendo a fonte de luz branca (lâmpada *Photoflood* – G&E – 500W), um difusor, um filtro polarizador e um filtro analisador.

Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros.

Como equipamento auxiliar do fotoelasticímetro foi acoplada uma câmara digital, modelo FinePix S9500 (Fujifilm Corp. – Japão), com lente objetiva macro, que permite visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais.

O fotoelasticímetro necessita ser ajustado de maneira padrão até o final dos ensaios como se segue:

- a) Fonte de luz branca *Photoflood* com refletor;
- b) Difusor de luz;
- c) Filtro polarizador; e
- d) Filtro analisador - ângulo paralelo ao eixo do polarizador.

Figura 4.2 - A - Refletor de luz; B - Polarímetro; C - Recipiente de vidro; D - Aparelho para aplicação de cargas; E - Filtro polarizador; F - Câmera fotográfica; G - Suporte do filtro polarizador; H - Base rotatória; I - Controle de carga aplicada

O aparelho para aplicação de cargas foi desenvolvido pelo Engenheiro Fabio Guariglia (Usisolda Ind. e Serviços Ltda) para ser utilizado por Cruz (2004). Esse aparelho é constituído por duas bases paralelas, superior e inferior, sendo as duas quadradas (15 cm x 15 cm) e quatro pilares de apoio, ao centro. Tem um pistão pneumático, ligado a um compressor por duas mangueiras e a uma plataforma de apoio do crânio, que posicionada de acordo com a inclinação mandibular, transmite carga para o modelo fotoelástico, incidindo na mandíbula contra a maxila, de zero a 10 bar (Figura 4.3). Para esse experimento, foram aplicadas cargas de: 0; 0,5 bar; 1 bar; 1,5 bar; 2 bar e 3 bar. Foram aplicados 2 bar por ser aproximadamente a força oclusal realizada por um paciente reabilitado com *overdenture* (Federick e Caputo, 1996; Sadowsky e Caputo, 2000; Ochiai et al., 2004; Sadowsky e Caputi et al., 2004) e 3,0 bar para extrapolar essa força máxima.

Figura 4.3 - Crânio em polímero: A e B - Bases horizontais; C - Plataforma de sustentação; D - Pistão que aplicará as forças; E - Crânio; F e G - Parafusos de preensão do crânio; H - Manguitos condutores de ar comprimido; I - Haste vertical de sustentação do aparelho; e seta indicando direção de aplicação de carga

A retenção do modelo fotoelástico no aparelho de aplicação de cargas foi realizada, primeiramente para o crânio, com o auxílio de um dispositivo parafusado, localizado na parte inferior do crânio e por mais cinco parafusos, de acordo com esta distribuição: dois parafusos de cada lado nas laterais superiores do crânio e um parafuso central inserido no forame occipital, vindo da base superior. Para manter a mandíbula em posição foram utilizados elásticos fixados em um dispositivo na região da apófise coronóide, passando pelo arco zigomático.

As cargas foram aplicadas no modelo fotoelástico pela plataforma de suporte, acionada pelo pistão, o qual é controlado pela entrada de ar, que, por sua vez, é regulada por uma manivela (Figura 4.4A), controlada e registrada em bar por um manômetro (Figura 4.4B).

Figura 4.4 - Manivela (A) e Manômetro (B) responsáveis pela aplicação de cargas

Uma equivalência das cargas nas várias unidades é apresentada no quadro 4.5 abaixo:

Pressão/Bar	Força/Newton	Resultante/Quilograma
0,5	22,1	2,21
1,0	44,2	4,50
1,5	66,3	6,63
2,0	88,4	8,84
3,0	132,6	13,26

Quadro 4.5 - Equivalência das cargas nas unidades bar, Newton e quilograma

4.2.1.3 Câmara de vácuo

Para a obtenção de um modelo fotoelástico adequado, sem a presença de bolhas, é necessário que a resina fotoelástica, após sua manipulação, seja colocada na câmara de vácuo, como ilustra a figura (Figura 4.5).

Figura 4.5 - Câmara de vácuo

A câmara de vácuo é composta por uma câmara acrílica hermeticamente fechada, contendo um manômetro que controla a pressão interna, e uma bomba de vácuo, para que as bolhas de ar, coligadas durante a combinação e manipulação dos componentes da resina fotoelástica, possam ser retiradas. Assim, os componentes da resina fotoelástica foram misturados e manipulados vigorosamente em um recipiente *Becker* com o auxílio de um bastão de vidro e colocado no interior da câmara de vácuo por pelo menos 20 minutos, de forma intermitente, sob uma pressão atmosférica que inicia de zero e se eleva gradualmente

até 750 mm.Hg. ou 29,5 pol.Hg.

Para completa eliminação das bolhas, foi necessária a repetição desse procedimento por três a quatro vezes, para que, em seguida, a resina fotoelástica pudesse ser vertida no interior do molde.

A técnica escolhida para este trabalho foi a quase-tridimensional, desenvolvida por Caputo e Standle em 1987.

4.2.1.4 Crânio Fotoelástico

Para a realização dessa pesquisa, foi utilizado o crânio fotoelástico elaborado por Cruz & Laganá em 2004 (Figura 4.6), a partir do qual foi produzida a mandíbula, para a confecção dos corpos de prova e posterior realização dos ensaios concernentes a esta pesquisa.

Figura 4.6 - Crânio fotoelástico

4.2.1.5 Mandíbula em resina epóxi

Para realização desta investigação, foram retirados os dentes da mandíbula do crânio fotoelástico para que os alvéolos pudessem ser preenchidos com silicone laboratorial *Zetalabor* (Zhermack Clínica, Badia Polesine, Rovigo, Itália), permitindo assim, que fosse obtida uma mandíbula com as características de um paciente desdentado (Figura 4.7).

Figura 4.7 - (A) Mandíbula do crânio fotoelástico, (B) remoção dos elementos dentários e (C) obtenção de uma mandíbula edêntula

4.2.1.5 Reprodução da Mandíbula

A mandíbula do crânio fotoelástico, com os alvéolos preenchidos com silicone, foi colocada no interior de um recipiente plástico. Assim, a base da mandíbula foi fixada com cola, a base de cianoacrilato (Superbonder, Henkel Co., Düsseldorf, Alemanha), na tampa desse recipiente e vazado em seu entorno silicone industrial, manipulado de acordo com as orientações do fabricante (Figura 4.8).

Figura 4.8 - (A) Mandíbula posicionada no interior do recipiente plástico; (B) e (C) obtenção do molde de silicone

Após 48 horas, o modelo foi retirado do molde, sob o qual foi vertida resina epóxi com adição de carbonato de cálcio na proporção de 100:30 (Epoxiglass, São Paulo, Brasil), para a obtenção de uma réplica da mandíbula do crânio fotoelástico (Figura 4.9).

Figura 4.9 - (A) Mandíbula em resina fotoelástica (B) Mandíbula em resina epóxi

Para simular a reabsorção das tábuas ósseas desses alvéolos após a exodontia, foi realizada a redução da mandíbula, com a ponta *maxicut* e taça para acabamento e polimento, simulando assim uma perda óssea característica de pacientes totalmente desdentados (Figura 4.10).

Figura 4.10 - (A) Mandíbula sem desgaste; e (B) Mandíbula preparada

4.2.1.6 Confeção da base de prova

Na mandíbula reproduzida em resina epóxi, delimitou-se a área basal para a confecção da base de prova. O isolamento do modelo foi realizado com Cel-Lac (SS White Artigos Dentários Ltda., Rio de Janeiro, Brasil). A base de prova foi confeccionada com resina acrílica ativada quimicamente (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil) e o plano de orientação em cera 7 (Epoxiglass Ind. e Com. de Produtos Químicos Ltda., Diadema, São Paulo, Brasil) seguindo o alinhamento dos dentes superiores do crânio fotoelástico (Figura 4.11) .

Figura 4.11 - (A) delimitação da área basal; (B) materiais utilizados na confecção da base de prova e (C) base de prova e plano de orientação em cera 7

4.2.1.7 Relação Maxilo Mandibular

A dimensão vertical de oclusão foi obtida posicionando-se o côndilo da mandíbula dentada na fossa mandibular do crânio fotoelástico, essa altura do terço inferior do crânio foi mensurada com o compasso de Willis. Em seguida, o côndilo da mandíbula desdentada, com a base de prova e o plano de orientação em cera, foi posicionado na fossa mandibular do crânio fotoelástico. O conjunto base de prova e plano de orientação em cera foi ajustado na altura mensurada anteriormente, permitindo assim, o registro da oclusão pela maxila dentada original do crânio em questão (Figura 4.12)

Figura 4.12 - (A) Registro da relação maxilo mandibular
(B) registro dos contatos cuspídeos

A oclusão foi ajustada de forma que os côndilos ficassem apoiados nas suas respectivas cavidades articulares; o terceiro ponto de estabilização foi obtido pela base de prova e plano de orientação, posicionados sobre a mandíbula, determinando assim, um arco de abertura e fechamento para a mandíbula.

4.2.1.8 Reprodução do arco dentário superior

O arco dentário superior do crânio fotoelástico foi reproduzido utilizando-se a técnica de transferência direta, por meio da confecção de uma moldeira individual em cera 7 e cera utilidade, que otimizou a montagem em articulador do modelo superior (Figura 4.13).

Figura 4.13 - (A) arco superior do crânio; (B) moldeira individual

4.2.1.9 Montagem em articulador semi-ajustável

Após a confecção da moldeira individual em cera foi realizada a moldagem com silicone de adição Flexitime (Heraus Kulzer GmbH, Hanau, Alemanha). A transferência do modelo superior foi feita pelo arco facial simples, utilizando-se a técnica de transferência direta, com as moldeiras Zanetti (Figura 4.14).

Figura 4.14 - (A) Moldagem do arco superior e (B) Posicionamento do arco facial

Os modelos, superior e inferior, foram montados em articulador semi-ajustável, previamente ajustado: ângulo de Bennett em 15°, ângulo da guia condilar em 30°, plataforma incisal em 0° e distância intercondilar pequena (Figura 4.15).

Figura 4.15 - Distância intercondilar do arco facial

O arco facial foi acoplado ao articulador semi-ajustável. Em seguida, foi realizado o vazamento do molde do arco superior do crânio fotoelástico com gesso Durone do tipo IV. Após sua cristalização foi realizado o preenchimento com gesso comum Asfer do tipo II, até que o molde e modelo do arco superior do crânio fotoelástico fossem presos à placa de fixação superior do articulador (Figura 4.16).

Figura 4.16 - (A)Vazamento do molde com gesso tipo IV;
(B) molde vazado acoplado ao articulador

O modelo inferior da mandíbula foi obtido a partir da moldagem da mandíbula de resina com silicone polimerizado por reação de condensação de alta precisão para laboratório Zetalabor. O mesmo molde foi vazado com gesso especial Durone tipo IV (Figura 4.17).

Figura 4.17 - Molde da mandíbula epóxi

Assim, após o registro da relação maxilo mandibular, o modelo do arco inferior em gesso foi posicionado no articulador e unido à placa de fixação do modelo inferior do mesmo, completando a montagem dos modelos (Figura 4.18).

Figura 4.18 - Montagem dos modelos no articulador semi-ajustável

Após a montagem dos modelos no articulador, foi realizada a montagem dos dentes artificiais de estoque, marca Orthosit modelo A9 (anteriores) e N6 (posteriores) (Figura 4.19).

Figura 4.19 - Montagem dos dentes

4.2.1.10 Confeção da prótese total e Guia cirúrgica

Concluída a montagem de dentes, realizou-se a reprodução da prótese com silicone Zetalabor, que permitiu a obtenção de uma prótese total e da guia cirúrgica.

4.2.1.11 Duplicação da prótese

O processo de duplicação da prótese consiste em alterar o posicionamento do pino incisal, levantando-o em 3 mm e interpondo um rolete de silicone (Zetalabor), entre o modelo superior e a prótese inferior, para realizar o registro da montagem dos dentes inferiores. Este molde resultará em um guia, para as futuras duplicações. Feito o registro, o excesso do material do guia de silicone foi removido para, em seguida, ser realizado o enceramento e conclusão da duplicação.

4.2.1.12 Confeção da guia cirúrgica

Duplicou-se a prótese total e obteve-se a guia cirúrgica em resina acrílica incolor (Figura 4.20), cuja função foi permitir a seleção do melhor local para perfuração e instalação dos análogos dos implantes.

Figura 4.20 - Guia cirúrgica posicionada na mandíbula de resina epóxi

4.2.1.13 Instalação dos análogos de implantes na mandíbula de resina epóxi

A guia cirúrgica estabeleceu o eixo de inserção da prótese além de permitir estabelecer o correto posicionamento dos implantes no futuro modelo fotoelástico. Assim, essa guia foi posicionada sobre a mandíbula de resina epóxi para que fossem realizadas as perfurações na região dos caninos, utilizando para isso uma Fresadora Microtech para permitir o paralelismo entre eles (Figura 4.21).

Figura 4.21 - Fresadora Microtech de uso odontológico

Para estabilizar o modelo da mandíbula na mesa analisadora da fresadora foi confeccionado um dispositivo em resina acrílica ativada quimicamente. Três pontos foram determinados (cúspide méso-vestibular nos primeiros molares inferiores e borda mesial dos incisivos inferiores) para determinar o eixo de inserção da prótese por meio da haste vertical da fresadora (Figura 4.22).

Figura 4.22 - Três pontos localizados na superfície oclusal

Dessa forma, com a guia cirúrgica foi possível determinar a localização da perfuração na mandíbula de resina epóxi para instalação dos análogos. As marcações foram realizadas entre forâmens mentuais, ficando a 3 mm aquém dos limites anatômicos desses, a aproximadamente uma distância de 22 mm um em relação ao outro, a partir de seus centros (Sadowsky e Caputo em 2004) (Figura 4.23).

Figura 4.23 - Marcações para inserção dos análogos dos implantes

Foram realizadas perfurações para permitir a confecção de 2 de modelos da mandíbula em resina fotoelástica: um modelo com implantes posicionados na vertical, paralelos entre si (Modelo 1) (Figura 4.24) e outro em que os implantes apresentavam divergência de 10° em relação à linha média (Modelo 2). Para a confecção do Modelo 2, foi utilizado um transferidor para assegurar a divergência de 10° entre os implantes (Federick, 1996) (Figura 4.25).

Figura 4.24

Figura 4.25

Figura 4.24 - Perfuração para inserção dos análogos no modelo

Figura 4.25 - Utilização do transferidor para determinar a divergência de 10° do análogo em relação à linha média no Modelo 2

Com o auxílio de um delineador, posicionou-se o conjunto parafuso e análogo do implante no modelo da mandíbula em resina epóxi. Os análogos de implantes da marca

Conexão (Conexão Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil) foram seccionados, para serem utilizadas somente as plataformas contendo os hexágonos externos, e fixados com adesivo a base de cianoacrilato (Superbonder, Henkel Co., Düsseldorf, Alemanha) nos respectivos orifícios, para que as moldagens de transferência fossem realizadas (Figura 4.26).

Figura 4.26 - Instalação dos análogos dos implantes

Para verificar o paralelismo entre os análogos, 2 parafusos de trabalho foram instalados sobre aqueles (Figura 4.27).

Figura 4.27 - (A) Parafusos instalados sobre os análogos e (B) vista frontal dos análogos paralelos entre si

Da mesma forma, para verificar a divergência de 10° em relação à linha média usou-se o transferidor (**Figura 4.28**).

Figura 4.28 - (A) paralelismo do análogo em relação à inclinação de 10° do transferidor; e (B) vista superior dos análogos inclinados 10° em relação à linha média

Assim, sobre os análogos instalados na mandíbula de resina epóxi foram parafusados os transferentes, também da marca Conexão, e unidos com fio dental formando uma malha que, em seguida, foi solidificada com resina acrílica *duralay* ativada quimicamente (Figura 4.29)¹.

Figura 4.29 - (A) Tranferente posicionado; (B) malha de fio dental; e (C) união dos tranferentes com duralay

O conjunto unido com *duralay* (Duralay Resiliante –MFG Co, Chicago, EUA) foi então seccionado na região interimplantes com disco de aço, para novamente serem unidos. Dessa forma, procurou-se minimizar possíveis distorções decorrentes da contração de polimerização da resina (Figura 4.30).

¹ A técnica de moldagem de transferência foi demonstrada apenas para a mandíbula em que os implantes foram instalados paralelos entre si, uma vez que, a técnica de moldagem é a mesma para a mandíbula que apresentava os implantes divergentes 10° em relação à linha média.

Figura 4.30 - (A) Secção da malha de *duralay*; e (B) preenchimento do espaço da secção com *duralay*

4.2.1.14 Obtenção do molde de silicone

No interior de um recipiente plástico foi posicionado o modelo da mandíbula em resina epóxi com os análogos de implantes e os seus respectivos transferentes parafusados, de forma que a base da mandíbula fosse fixada na tampa do recipiente com adesivo a base de cianoacrilato.

Em seguida, o recipiente foi recortado na altura dos côndilos e canudos de plástico foram acoplados nas pontas dos parafusos dos transferentes, para que ultrapassassem a altura da abertura feita no recipiente plástico, permitindo o acesso aos parafusos mesmo após a polimerização do silicone (Figura 4.31).

Figura 4.31 - Mandíbula posicionada no interior do recipiente plástico

Para a realização da moldagem foi vertido, no interior do recipiente plástico ao redor da mandíbula, silicone Industrial Aerojet, manipulado de acordo com as recomendações do fabricante (Figura 4.32).

Figura 4.32 - Moldagem de transferência

O molde foi colocado na câmara de vácuo para eliminação de bolhas, onde permaneceu até sua completa polimerização. Após a remoção do molde da câmara de vácuo, os parafusos dos transferentes foram soltos, a tampa do recipiente plástico removida e o modelo da mandíbula em resina foi retirado (Figura 4.33).

Figura 4.33 - (A e B) Remoção dos parafusos dos transferentes; e (C) vista da base da mandíbula após a remoção da tampa

4.2.1.15 Instalação dos implantes no molde de silicone

Após a remoção do montador, com uma chave para implante da Conexão no formato de fenda, dois implantes foram parafusados, com uma chave para implante no formato hexagonal, aos transferentes (Figura 4.34). Os implantes de titânio selecionados foram o do tipo *Master Screw*, na forma rosqueável, com 13 mm de comprimento, 3,75 mm de diâmetro no seu corpo, 4,1 mm de diâmetro na sua plataforma e encaixe na forma de hexágono externo com 0,7 mm de altura e 2,7 mm de distância entre os lados do hexágono.

A partir desse molde obteve-se o modelo da mandíbula em resina fotoelástica.

Figura 4.34 - (1a) chave de fenda, (1b) montador do implante e (1c) implante; (2) vista dos transferentes no interior do molde; e (3) instalação de 1 implante sobre o transferente

4.2.1.16 Reprodução da mandíbula em resina fotoelástica

Para obtenção do modelo fotoelástico, seguiu-se as instruções do fabricante da resina PL-2 (Vishay Measurements Group, Raleigh, Carolina do Norte, EUA), adicionando-se cuidadosamente os dois componentes, na proporção de 50:50 dos componentes.

Utilizou-se 150g de resina PL-2 base e 150 g de catalisador proporcionados em dois recipientes e pesados em uma balança digital. Foram misturados com um bastão de vidro, realizando movimentos circulares de baixo para cima, com o cuidado de não introduzir maior quantidade de bolhas de ar, até se obter uma mistura homogênea. Após esta fase, colocou-se a mistura na bomba de vácuo para eliminar as bolhas de ar que foram incluídas durante a espatulação.

A resina foi lentamente vertida no molde de silicone e, em seguida, levados para a câmara de vácuo por alguns minutos, a fim de eliminar as possíveis bolhas que pudessem ter sido incluídas. Aguardou-se 72 horas, em temperatura ambiente, para a completa polimerização da resina fotoelástica para, em seguida, realizar a desinclusão do modelo.

Após este período, os parafusos fixadores dos transferentes foram soltos e o modelo fotoelástico foi removido do molde (Figura 4.35).

Figura 4.35 - (1) Modelo fotoelástico com os implantes paralelos; (2) modelo fotoelástico com os implantes inclinados

4.2.1.17 Enceramento e fundição das barras para overdentures

O Sistema de retenção tipo barra-clipe da Conexão (Conexão® Sistemas de Prótese Ltda., São Paulo, Brasil) é composto por 2 barras cilíndricas calcináveis e 3 cliques de polímeros (com angulações de 0°, 35° e 70°), como observado nas figuras 4.36 e 4.37.

Figura 4.36

Figura 4.37

Figura 4.36 - Sistema de retenção Barra-clipe da Conexão
 Figura 4.37 - Barras cilíndricas e cliques: reto (A), 35° (B), e 70° (C)

As barras calcináveis foram seccionadas com aproximadamente 18 mm de comprimento (Figura 4.38).

Figura 4.38 - Barra calcinável

Para o enceramento das barras, foram utilizados 2 pilares cilíndricos do tipo “UCLA” calcinável sem hexágono externo (sistema anti-rotacional), com diâmetro de 3,75 mm; discos de carborundum para reduzir suas alturas em 4 mm (Figura 4.39); 2 parafusos de titânio para UCAs; e chave hexagonal com diâmetro de 1,17 (Figura 4.40).

Figura 4.39

Figura 4.40

Figura 4.39 - Pilares UCLA

Figura 4.40 - Parafusos e chave hexagonal

Para garantir o paralelismo durante o enceramento da barra, o clipe de polímero foi acoplado à haste vertical móvel do delineador e, a mandíbula de resina epóxi com os análogos dos implantes posicionada na mesa analisadora. Sobre esses análogos, foram parafusados os UCAs calcináveis e a barra foi encaixada no clipe. A haste vertical móvel do delineador foi movimentada para posicionar a barra na altura da borda superior dos “UCAs” calcináveis, permitindo a realização do enceramento (Dentaurum, Inspringen, Alemanha) (Figura 4.41).

Figura 4.41 - Enceramento da barra no delineador

Após o enceramento das 2 barras, foram realizados os processos de inclusão, fundição, acabamento e polimento. Todas as etapas foram realizadas por um técnico de laboratório (Laboratório *Smiles Factory* São Paulo, São Paulo, Brasil).

Para inclusão e fundição das barras, foi utilizado o revestimento *Heat Shock* (Polidental, Cotia, São Paulo) e liga de Ni-Cr (Verabond II, Albadent Inc., EUA) com Ni-75,55% m/m, Cr-11,50% m/m, Mo-3,50% m/m, Si-3,50% m/m, Nb-4,25% m/m. Todos os processos de fundição foram realizados pesando-se o revestimento (200g) e aglutinando-o ao líquido (50 ml), segundo as proporções recomendadas pelo fabricante. O revestimento foi manipulado a vácuo (Polidental Ind. e Com. Ltda, São Paulo, Brasil) por 1 minuto e vertido em um anel de silicone de 5 cm de diâmetro por 10 cm de altura, sob vibração, incluindo 2 barras enceradas. A presa do revestimento foi realizada em 2 horas, para que em seguida fosse levado ao forno EDG FVA-IV (EDG Equipamentos e controles Ltda, São Carlos, Brasil) com ciclos: (1) a 400°C por 30 minutos e (2) a 900°C por 40 minutos, com velocidade de aquecimento de 70% em relação à capacidade total do forno. Pastilhas da liga metálica Verabond II (5g) foram colocadas no cadinho de quartzo de uma centrífuga elétrica EDG C1 (EDG Equipamentos e Controles Ltda., São Carlos, São Paulo, Brasil) e fundidas com maçarico de gás/oxigênio. Em seguida, o cilindro de revestimento foi retirado do forno e posicionado no berço da centrífuga, sendo a liga metálica injetada no molde por centrifugação com aceleração de 98%, em relação à capacidade total da centrífuga, a 435 RPM por 10 segundos. O anel foi retirado da centrífuga com uma pinça e resfriado à temperatura ambiente sobre uma pedra refratária.

Após a fundição realizaram-se os procedimentos de desinclusão, acabamento e polimento. Para tanto, o primeiro passo foi o jateamento das amostras com óxido de alumínio malha 100, para a remoção do material de revestimento. Posteriormente, foram utilizados discos de carborundum para seccionar os condutos de alimentação da peça e retirar os excessos mais grosseiros. O acabamento foi realizado com pontas diamantadas cônicas e o polimento com borrachas para polimento, na sequência verde, azul e cinza. Em seguida, foi utilizado feltro com pasta para polimento, montados em peça reta (Figura 4.42).

Figura 4.42 - Barra encerada (A); e após polimento (B)

Todas as etapas de acabamento e polimento foram realizadas tomando-se o cuidado de não alterar o diâmetro da barra, verificado com paquímetro eletrônico digital, com resolução de 0,01 mm, como ilustram as figuras 4.43 e 4.44.

Figura 4.43

Figura 4.44

Figura 4.43 - Paquímetro eletrônico avaliando o diâmetro da barra na forma de polímero

Figura 4.44 - Paquímetro eletrônico avaliando o diâmetro da barra fundida

4.2.1.18 Processamento da overdenture

A confecção das próteses foi realizada de forma convencional. Assim, antes da retirada das próteses do articulador, foi verificado se as bases de prova estavam bem adaptadas, em seguida, fez-se a vedação das bordas com cera, em todo o limite periférico dos modelos, mantendo o articulador fechado e as próteses em oclusão.

As placas de fixação dos modelos foram retiradas para que esses pudessem ser adaptados à mufla e os dentes de estoques limpos com algodão embebido em monômero. Na sequência, as partes internas da mufla foram vaselinadas e os modelos hidratados. O gesso tipo I foi manipulado observando a proporção gesso/água, de acordo com a especificação do fabricante, e vertido até o preenchimento da metade da base da mufla. O modelo foi posicionado com a prótese, de tal forma que a sua linha mediana coincidissem com o centro da mufla. Com o auxílio de uma espátula, completou-se o espaço entre a borda do modelo e a borda metálica, sem deixar nenhuma retenção. Após a cristalização do gesso, fez-se uma muralha de silicone para proteger os dentes. Antes que o silicone polimerizasse, verificou-se a não existência de excessos que impediriam o fechamento da mufla.

Com a muralha pronta e contra mufla corretamente posicionada, sobre a base da mufla e o gesso todo isolado, preencheu-se o espaço com gesso tipo I, com cuidado para não formar bolhas. Colocou-se a tampa, pressionando-a, até que houvesse o extravasamento do gesso. Após 1 hora, iniciou-se a remoção da cera. Colocou-se água em dois recipientes até a fervura. Em um deles a mufla foi colocada por 7 minutos. Aberta a mufla, esta foi totalmente limpa de todos os resíduos de cera. Assim, a base acrílica foi removida, lavou-se abundantemente com água fervente do mesmo recipiente, sendo a limpeza completa com algodão embebido em removedor. Para ter certeza que nenhum resíduo gorduroso permaneceu, lavou-se novamente com a água fervente limpa do segundo recipiente e, em seguida, secou-se com ar comprimido. Com a mufla totalmente fria, o isolante foi aplicado.

Posteriormente, com uma broca esférica, foram feitos riscos na parte interna dos dentes para deixá-los ásperos e foram feitas retenções para dar maior fixação à base da prótese, quando fosse acrilizada.

Com os dentes preparados e as partes em gesso isoladas, misturou-se, seguindo as recomendações do fabricante, o monômero com o polímero incolor, em um pote de vidro com tampa; no início da fase pegajosa, foi transferida para a contra mufla. Em seguida, adaptou-se

a base da mufla, posicionada entre as placas GETON de polimerização, fixadas por quatro parafusos. Esperou-se, entre 3 a 7 minutos, a fase plástica da resina para que fosse realizada a prensagem.

Para identificar o momento do início da prensagem, colocou-se o conjunto (mufla/placas) na prensa hidráulica, aplicando-se uma leve pressão, suficiente para que houvesse o extravasamento da resina do interior desta, controlando a fase ideal para prensagem, identificada pelo momento durante o qual a resina não mais adere aos dedos (fase plástica).

Dessa forma, iniciou-se a prensagem lentamente até 1250 Kgf, quando se verifica a íntima união entre a base da mufla e a contra mufla.

A massa de resina acrílica depois de prensada continua reagindo por algumas horas. Portanto, após a prensagem, deve-se aguardar um tempo mínimo de 12 horas para que o ciclo térmico de polimerização seja aplicado.

4.2.1.19 Ciclo de polimerização

O ciclo utilizado neste trabalho foi o ciclo termopneumo-hidráulico e é descrito da seguinte maneira:

Coloca-se a mufla em água fria numa polimerizadora que marque a pressão e a temperatura. Em seguida, sua tampa é fechada, procedendo-se da seguinte maneira:

- ✓ Injeta-se 60 libras de ar comprimido;
- ✓ Aciona-se a polimerizadora elevando a temperatura à 110°C;
- ✓ Desliga-se deixando a temperatura cair para 40°C;
- ✓ Liga-se novamente até atingir 110°C; e
- ✓ Desliga-se deixando esfriar na própria água.

Ao atingir 110°C a pressão estará mais elevada em função da temperatura. Assim, nos casos em que o volume da resina acrílica for acima de 80g, deve-se injetar 60 libras de ar comprimido, acionando a polimerizadora para que a temperatura atinja 60°C. Em seguida a polimerizadora deve ser desligada para que a temperatura abaixe até os 40°C. A sequência anterior deve ser repetida para que a temperatura atinja 110°C, até o resfriamento a 40°C. O procedimento foi novamente repetido e a temperatura elevada até 110°C. Em seguida,

desligou-se a polimerizadora permitindo o resfriamento na própria água.

4.2.1.20 Demuflagem e Acabamento

A demuflagem foi realizada seguindo-se os seguintes critérios: em primeiro lugar, removeu-se o gesso da base da mufla quebrando o modelo funcional, para em seguida, retirar o gesso da contra mufla que envolvia os dentes. Devido à muralha de silicone, após a demuflagem, a prótese *overdenture* saiu limpa.

O acabamento foi iniciado desgastando-se as rebarbas com fresas de aço, respeitando-se a espessura da prótese nos sulcos gengivolabial e geniano. Ao se desgastar a resina acrílica teve-se o cuidado para que não houvesse aquecimento indevido. Em seguida, utilizou-se um mandril com tiras de lixa, pontas de borracha, escova de pêlo nº10, cone de feltro (KG-Sorensen) com pasta de pedra-pomes e, para finalizar, pasta universal para brilho com escova de flanela (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, Alemanha). Em seguida, lavou-se abundantemente com água e sabão e, com um estilete, removeu-se os resíduos de pedra-pomes e do polidor das papilas interdentais. Terminada a limpeza, secou-se bem a prótese e uma leve camada de vaselina líquida foi aplicada, com finalidade de proteger do ressecamento (Figura 4.45).

Figura 4.45 - Prótese overdenture acrilizada; (A) vista externa e (B) vista interna

4.2.1.21 Instalação da barra e captura do clipe

Após a finalização da prótese *overdenture*, cada barra foi instalada na sua respectiva mandíbula de acordo com a posição dos implantes: ou seja, a barra encerrada sobre a

mandíbula que apresentava implantes paralelos, após a fundição, foi posicionada nessa mesma mandíbula e o mesmo foi feito para a mandíbula de resina fotoelástica de implantes inclinados. Após a instalação das barras, os parafusos UCLAs receberam um torque de 32 N, valor este recomendado pelo fabricante (Figs. 4.46 e 4.47).

Figura 4.46

Figura 4.47

Figura 4.46 - Barra instalada na mandíbula fotoelástica com implantes paralelos

Figura 4.47 - Barra instalada na mandíbula fotoelástica com implantes inclinados

Após a instalação das barras, as próteses *overdentures* foram posicionadas sobre as mandíbulas para avaliar possíveis necessidades de desgastes na loja da prótese, local onde ficará posicionada a barra e o clipe (Figs. 4.48 e 4.49).

Figura 4.48

Figura 4.49

Figura 4.48 - Loja para acomodar a barra no interior da overdenture

Figura 4.49 - Prótese posicionada sobre a barra e mandíbula

A captura do clipe no interior da loja foi realizada com resina acrílica autopolimerizável, permitindo, assim, que a prótese fosse finalmente instalada sobre a barra (Figura 4.50).

Figura 4.50 - Clipe capturado no interior da *overdenture*

Para permitir uma melhor visualização das franjas fotoelásticas durante os ensaios, foi recortada, com uma broca *maxicut*, a porção anterior da prótese, correspondente à região dos implantes (Figura 4.51).

Figura 4.51 - Prótese recortada na região anterior para permitir melhor visualização das franjas fotoelásticas

Em seguida, uma camada de silicone de aproximadamente 2 mm foi colocada na região posterior e interior da sela protética fotoelástica, com a finalidade de simular a resiliência da mucosa bucal (Thayer e Caputo, 1979; Harley e Caputo, 1980; Federick e Caputo, 1996; Kenney e Richards, 1998; Sadowsky e Caputo, 2000; Ochiai et al., 2004). Esse procedimento foi realizado, baseado no fato de que materiais de moldagem à base de silicone apresentam módulo de elasticidade de aproximadamente 2 MPa, semelhante ao apresentado por tecidos moles tais como a pele, equivalente a aproximadamente 1 MPa (Porter et al., 2002) (Figura 4.52).

Figura 4.52 - Base da prótese com silicone para simulação da mucosa bucal

Em seguida, a mandíbula foi adaptada e fixada, com resina acrílica autopolimerizável, na base de acrílico que compõe o crânio fotoelástico (Figura 4.53).

Figura 4.53 - Mandíbula fixada à base de acrílico para ser posicionada no fotoelasticímetro

Finalmente, antes da realização dos ensaios fotoelásticos, os ajustes oclusais foram realizados utilizando-se folhas de carbono *Accufilm II*. Este ajuste oclusal teve a finalidade de evitar a concentração de cargas, devido a contatos prematuros que pudessem ocorrer durante os ensaios fotoelásticos.

4.2.1.22 Composição dos corpos de prova

De acordo com o descrito, para a realização dos ensaios fotoelásticos, foram construídos 2 modelos: um constituído por uma mandíbula contendo 2 implantes paralelos entre si, sobre os quais se ancorou uma prótese *overdenture* por meio do sistema de encaixe de retenção barra clipe – Modelo 1; e o outro foi constituído por uma mandíbula contendo 2 implantes inclinados, divergentes 10° em relação à linha média, sobre os quais se ancorou a mesma prótese *overdenture* por meio do sistema de encaixe de retenção do tipo barra clipe –

Modelo 2. Estas situações foram preparadas para serem avaliadas com o auxílio do método fotoelástico, visualizadas e fotografadas em vista frontal, independente da sobreposição de imagens que ocorreram nessa situação, uma vez que todas as comparações e associações foram feitas, nessa mesma posição e provavelmente com as mesmas sobreposições.

Assim, os modelos fotoelásticos foram mergulhados no recipiente contendo o óleo mineral, interposto entre o polarímetro e o filtro polarizador e, com a fonte de luz incidente, foram realizadas as tomadas fotográficas: (I) inicial com incidência 0 de carga; (II) com aplicação de 0,5 bar; (III) 1 bar; (IV) 1,5 bar; (V) 2 bar; e (VI) 3 bar, respectivamente para cada mandíbula.

Assim as tomadas fotográficas foram nomeadas da seguinte forma:

AFIP0 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos sem aplicação de carga.

AFIP0,5 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,5 bar.

AFIP1 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 1 bar.

AFIP1,5 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 1,5 bar.

AFIP2 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 2 bar.

AFIP3 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 3 bar.

AFII0 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados sem aplicação de carga.

AFII0,5 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 0,5 bar.

AFII1 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 1 bar.

AFII1,5 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 1,5 bar.

AFII2 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 2 bar.

AFII3 = Para a mandíbula utilizada nos ensaios de análise fotoelástica que apresentava

implantes inclinados com incidência de carga de 3 bar.

4.2.2 Método dos Elementos Finitos

A análise pelo método dos elementos finitos foi inicialmente desenvolvida nos anos 1960 para resolver problemas estruturais na indústria aeroespacial. Desde então, suas aplicações tem sido estendidas para a resolução de problemas de transferência de calor, fluxo de fluídos, transporte de massa e eletromagnetismo (Pan et al., 2000).

O método dos elementos finitos consiste em uma técnica que preconiza a divisão da estrutura a ser analisada em pequenos elementos (cujas reações a forças são mais facilmente calculadas) com o objetivo de viabilizar o cálculo de reação da estrutura inteira, por meio da combinação das reações de cada elemento (Assunção et. al, 2009).

O conceito envolve a idealização de um modelo ou da estrutura contínua como se fosse uma montagem de um número finito de pequenos elementos estruturais conectados a um número finito de pontos, chamados comandos (nós). Os elementos finitos são formados por cortes figurativos da estrutura sob consideração em segmentos.

Para avaliar as tensões em um modelo assimétrico são necessárias informações para que o programa de computador possa processar e calcular as tensões desenvolvidas:

1. Numero total de pontos nodais;
2. Número total de elementos;
3. Identificação para cada elemento;
4. Módulo de Young (elasticidade) e o coeficiente de Poisson (deformação), associado a cada elemento;
5. Identificação para cada ponto nodal;
6. Coordenadas de cada ponto nodal;
7. Tipo de delimitação confinada;
8. Avaliação de força nos nós.

Para este trabalho, o conjunto formado por mandíbula, implantes, componentes protéticos, mucosa oral e prótese *overdenture* foram reproduzidos na forma de modelos digitais computadorizados utilizando o programa Rhinoceros® (*NURBS Modelling for Windows*, EUA), sempre deixando o modelo de elementos finitos o mais próximo possível do

modelo testado nos ensaios de análise fotoelástica. Assim, para manter a fidelidade anatômica da mandíbula fotoelástica foi realizado o escaneamento dessa mesma mandíbula (Figura 4.54).

Figura 4.54 - Imagem resultante da digitalização da mandíbula de resina epóxi

Além disso, o desenho 3D, no formato *step*, dos implantes e dos componentes protéticos foram doados pela empresa Conexão Sistema de Prótese, o que possibilitou manter a fidelidade geométrica dessas estruturas estudadas (Figura 4.55).

Figura 4.55 - Imagens 3D no formato *step*

O programa NEINastran[®] 9.0 (Noran Engineering Inc., EUA) foi simulado, utilizando o método dos elementos finitos em 3 dimensões, dentro da máxima fidelidade possível, a condição experimental proposta, no que se refere às propriedades dos materiais e às condições de carga.

4.2.2.1 Seleção das formas geométricas dos componentes

Os modelos tridimensionais propostos foram baseados em uma situação experimental e compostos por uma secção da região anterior da mandíbula (Meijer et al., 1993^a) contendo dois implantes osseointegrados do tipo *Master Screw* hexágono externo (parte variável); pelos componentes protéticos, dois UCLAs calcináveis de diâmetro de 3,75 mm e seus respectivos parafusos de titânio; o sistema de retenção para *overdenture* do tipo barra clipe; mucosa bucal, simulado por uma camada de 2 mm de espessura de silicone e uma prótese *overdenture* (partes constantes). Assim, foram simulados dois modelos de elementos finitos, tais como os modelos de análise fotoelástica: o primeiro modelo apresentava os implantes paralelos entre si e, no segundo modelo, os implantes apresentavam-se angulados 10° em relação à linha mediana da mandíbula.

Após o escaneamento da mandíbula em resina epóxi, utilizada no método fotoelástico, para gerar uma imagem 3D anatomicamente fiel, foi realizado um corte para seccionar a região de rebordo mandibular, selecionando assim a área de principal interesse nesse estudo, resultando em uma mandíbula simplificada (Figura 4.56).

Figura 4.56 - Secção da região anterior da mandíbula

4.2.2.2 Modelagem das estruturas

As estruturas foram modeladas individualmente utilizando um programa de computador específico para isso, o Rhinoceros[®]. Assim, deu-se início a fase de gerar os sólidos, ou seja, modelar digitalmente em três dimensões todas as partes constituintes dos modelos propostos, a iniciar pela mandíbula, que totalizaram duas, a depender da inclinação

dos implantes instalados no seu interior (Figuras. 4.57 e 4.58).

Figura 4.57

Figura 4.58

Figura 4.57 - Mandíbula simplificada e modelada para implantes paralelos entre si

Figura 4.58 - Mandíbula simplificada e modelada para implantes inclinados

No interior dessa mandíbula, foram inseridos dois implantes a uma distância de 22 mm, distância essa mensurada a partir de seu centro (Sadowsky e Caputo, 2004). Os implantes de titânio utilizados eram do tipo *Master Screw* (Conexão Sistema de Prótese) na forma rosqueável, com 13 mm de comprimento, 3,75 mm de diâmetro no seu corpo, 4,1 mm de diâmetro na sua plataforma e encaixe na forma de hexágono externo com 0,7 mm de altura e 2,7 mm de distância entre os lados do hexágono.

Esses implantes, assim como no modelo de análise fotoelástica, foram instalados em 2 posições diferentes: um primeiro modelo apresentava os implantes paralelos entre si e, no segundo modelo, os implantes apresentavam uma inclinação de 10° em relação à linha média da mandíbula (Figuras. 4.59 e 4.60).

Figura 4.59

Figura 4.60

Figura 4.59 - Implantes paralelos inseridos na mandíbula

Figura 4.60 - Implantes inclinados inseridos na mandíbula

Sobre os implantes foi fixada, através de parafusos UCLAs, uma barra de secção circular da marca Conexão unida a dois UCLAs, também da mesma marca. Outra estrutura

simulada foi uma mucosa que recobriu a mandíbula dentro dos limites da prótese (Aydin e Akay, 1980; Menicucci et al., 1998; Barão et al., 2008; Lü et al., 2008; Assunção et al., 2009), no mesmo formato e tamanho da estrutura de silicone que simulou a mucosa de revestimento do rebordo nos ensaios de análise fotoelástica (Thayer e Caputo, 1979; Harley e Caputo, 1980; Federick e Caputo, 1996; Kenney e Richards, 1998; Sadowsky e Caputo, 2000; Ochiai et al., 2004) (Figura 4.61).

Figura 4.61 - Fixação dos UCLAs à barra e simulação da mucosa de revestimento do rebordo alveolar residual

A prótese foi simulada e fixada por meio de um clipe à barra e apoiada sobre a simulação de mucosa bucal (Figura 4.62).

Figura 4.62 - Prótese ancorada sobre a barra através do clipe e apoiada em mucosa

Com a modelagem da situação clínica pronta deu-se início à fase de exportação e conversão do arquivo no formato RHINO 3 3D MODELS (*.3dm) para o software de simulação mecânica (NeiNastran®).

4.2.2.3 Simulação do modelo

Na conversão foi utilizado o modelo *STEP* que apresentou uma melhor importação das geometrias.

4.2.2.4 Geometrias resultantes da importação do formato STEP

Foram necessárias pequenas correções sobre a geometria original principalmente para remoção de superfícies extremamente pequenas ou deformadas, as quais dificultariam a geração de uma malha de qualidade. Também foram aplicadas as ferramentas de correção automática, disponíveis no FEMAP[®] (ferramenta incorporada ao NeiNastran[®] para edição de imagens), para resolver problemas de sobreposição de pontos, bem como superfícies abertas por falha de precisão.

Corrigido o modelo geométrico, iniciou-se o trabalho de geração do modelo de elementos finitos para análise. Nessa etapa, destacaram-se duas ferramentas disponíveis no FEMAP[®], que foram de grande utilidade: primeiramente a organização em *layers* (camadas), que permitiu separar cada sólido da montagem em uma camada própria, bem como as condições de contorno e as próprias malhas. Segundo, a capacidade de ligar as propriedades do material com o sólido ao invés da malha.

O primeiro passo na modelagem do problema foi construir o banco de dados de cada material de acordo com as propriedades encontradas na literatura (Quadro 4.6). Os materiais utilizados foram: resina fotoelástica para simular estrutura óssea, titânio nos implantes, liga de níquel-cromo (Ni-Cr) nos UCLAs e barra, *teflon* no clipe, silicone para simulação da mucosa de revestimento do rebordol e resina acrílica termo ativada para simulação da prótese. Todos os materiais foram considerados isotrópicos, lineares e homogêneos.

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Fonte
Barra (Ni-Cr)	218000	0.33	Assunção et al., 2009
Implante parafusos (Ti)	117000	0.3	Menicucci et al., 1998
Resina acrílica da <i>overdenture</i>	2372	0.25	Assunção et al., 2009
Mucosa (Silicone)	680	0.45	Tanino et al., 2007
Resina fotoelástica mandíbula	2600	0.42	Özcelik e Ersoy., 2007
Clip plástico	3000	0.28	Barão et al., 2008

Quadro 4.6 - Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo

Houve necessidade de conversão de unidades nas propriedades mecânicas de maneira a compatibilizar as dimensões do problema com a grandeza das propriedades mecânicas. Além disso, por se tratar de uma montagem com diversas partes mecânicas e que deveriam ser modeladas com materiais distintos, optou-se por utilizar o relacionamento de propriedades com as entidades geométricas ao invés de fazê-lo com as malhas, como é convencional, dado que esse procedimento torna a geração e regeneração de malha independente, permitindo a vinculação automática dos valores de propriedades de material assim que a malha é gerada sobre a geometria.

Definidas as propriedades mecânicas dos materiais envolvidos e sua aplicação aos diversos sólidos componentes da estrutura a ser analisada, foi realizado o processo de geração da malha de elementos finitos. O elemento escolhido para modelar os volumes das partes integrantes do modelo foi o tetraédrico quadrático, que se caracteriza geometricamente como uma pirâmide de base triangular, com um nó em cada vértice e ao centro de cada aresta, totalizando 10 nós por elemento. Esse elemento é bastante poderoso para representação de volumes de geometria complexa, tanto do ponto de vista de distorção, quanto do ponto de vista de representação do comportamento das grandezas físicas modeladas.

A baixa distorção dos elementos de uma malha tetraédrica é uma característica intrínseca das propriedades geométricas desse tipo de elemento, mas também depende de um

controle de malha adequado. Para geometrias simples, projetadas a partir de parâmetros controlados, como é a maior parte das geometrias mecânicas clássicas, a realização de um controle de malha é muito mais uma questão de agrupar nós e elementos em regiões de comportamento mecânico complexo, como em regiões com altos gradientes de tensão, do que controlar a distorção geométrica dos elementos. No caso de problemas de bioengenharia, como o tratado neste trabalho, há também a necessidade de controle de malha para garantir uma melhor qualidade geométrica dos elementos, dado que a complexidade da geometria original pode dificultar o trabalho de geradores de malha automáticos.

4.2.2.5 Hipóteses simplificadoras

A utilização do método dos elementos finitos implica a aceitação de uma série de simplificações, além de considerações matemáticas, as quais são a base do funcionamento do método. Uma das simplificações mais importantes envolve a definição do modelo para análise, o que permite a representação do problema físico real do mundo matemático do método de solução. Essa representação deve se estender desde as características físicas, aplicação de cargas e fixações e a geometria do problema.

A interface osso-implante, a despeito de variações inerentes à qualidade óssea, foi presumida como estado de completa osseointegração, simulando uma perfeita adesão entre implante e osso.

Os materiais foram considerados isotrópicos, ou seja, mantêm as propriedades elásticas em todas as direções.

Não houve detalhamento da rede de osso medular pela impossibilidade de determinar o padrão trabecular, sendo atribuído um padrão sólido. No caso específico de problemas de bioengenharia, nos quais existe necessidade de representar geometrias complexas como as de osso, já há necessidade de utilizar grande quantidade de elementos. Assim, para viabilizar o cálculo da solução, faz-se necessário reduzir a quantidade de elementos com detalhes do modelo.

Para a representação de uma rosca de um implante, é preciso que uma quantidade mínima de elementos seja colocada a fim de que exista resolução na rosca. Isso implica elementos finitos de dimensões inferiores às aquelas presentes nos filetes das roscas. Por outro

lado, se também há necessidade de representar detalhes do osso no qual se insere o implante e da estrutura que se fixa sobre ele, há que se usar elementos maiores, condizentes com as dimensões das estruturas representadas. Assim, a coexistência de elementos de ordem de grandeza milimétrica, presentes nos filetes de rosca, com outros da ordem de centímetros, cria a necessidade de uma quantidade muito elevada de elementos meramente para transição entre ambos, os quais não acrescentam precisão à solução e somente aumentam o trabalho dos sistemas de equações envolvidos, muitas vezes inviabilizando a realização da análise.

Sob essa perspectiva, a representação das roscas é um detalhe, em vista dos fenômenos que se deseja observar, em um modelo completo, com a estrutura representada em 3D. Assim, para visualizar os fenômenos físicos relacionados ao comportamento macro do modelo, ou seja, o perfil do campo de tensões ocasionado pela pré-carga, a representação da rosca é desnecessária, dado que a sua influência se restringe a fenômenos do comportamento micro.

Essa simplificação não significa que a influência da rosca não exista, mas sim que, para o tipo e escala de fenômeno que se pretende observar, sua contribuição do ponto de vista mecânico é pequena. De modo geral, existe uma contribuição de qualquer detalhe, mas sua influência deve ser observada na escala adequada (Tanino et al., 2007; Cruz et al., 2009; Barão et al., 2009)

Assim, o controle de malha aplicado para geração do modelo analisado precisou balancear a qualidade geométrica dos elementos, agrupamento de nós em regiões de comportamento mecânico supostamente mais complexo e quantidade total de elementos, dado que houve restrições de recursos computacionais que precisaram ser consideradas, uma vez que o problema mostrou-se computacionalmente pesado para a infra-estrutura instalada, como observado através do quadro 4.7 e das figuras 4.63 a 4.69.

Componentes	Alteração	Justificativas
Parafusos	Remoção das roscas	Não relevante para o objetivo da análise. Relevante redução de elementos
Implantes	Remoção das roscas	Não relevante para o objetivo da análise. Relevante redução de elementos.
Parafusos/Implantes	Fusão	Interação parafuso/implante não relevante para o intuito da análise.
Osso	Remoção das roscas Alargamento do furo livre	Não relevante para o intuito da análise Relevante redução de elementos Exclusão de seção não relevante

Quadro 4.7 - Alterações e justificativas realizadas na simulação

Figura 4.63 - Retirada das roscas do implante (A) e parafuso (C). Controle de malha aplicado para geração do modelo analisado balanceado, qualidade geométrica dos elementos e agrupamento de nós em regiões de comportamento mecânico (B e D)

Figura 4.64 - Controle de malha da barra

Figura 4.65 - Controle de malha da mandíbula

Figura 4.66 - Controle de malha da mucosa oral

Figura 4.67 - Controle de malha da prótese

Figura 4.68 - Controle de malha de todo o conjunto

Figura 4.69 - Controle de malha do clipe

Por se tratar de um problema composto por diversas partes mecânicas interagindo umas com as outras em uma montagem, a análise da estrutura complexa exige a modelagem da interação de cada parte com sua contra parte. Esse tipo de interação mecânica ocorre por contato, que deve ser modelado matematicamente no problema a ser analisado. No caso específico da aplicação descrita, os contatos entre as partes envolviam uma fixação relativa, o que significa que cada parte deveria ser fixa em relação à outra por meio de contato.

Via de regra, os modelos matemáticos de contato atuam apenas quando o movimento relativo entre as superfícies é de penetração ou de deslizamento, o que permite o afastamento entre as superfícies. No caso do modelo aplicado nesta análise um dos contatos utilizados foi o colado, pois impede que ocorra penetração, deslizamento ou afastamento entre as superfícies envolvidas. Esse tipo de contato foi estabelecido entre o implante e a mandíbula, entre a mandíbula e o silicone, que simula a resiliência da mucosa, entre a prótese e o silicone, entre a barra e os parafusos UCLAs, e entre a barra e os implantes. Porém, entre o clipe e a barra foi estabelecido um contato de justaposição, chamado de deslizante, que como o próprio nome diz, permite o deslizamento entre as partes.

O contato colado foi utilizado entre o implante e a mandíbula. Assim, a condição simulada foi de adesão completa, como se espera que ocorra em um procedimento que presume um estado de completa osseointegração. Entre a barra e o implante a adesão justifica-se pela aplicação do torque ao parafuso, que tem o objetivo de proporcionar fixação entre as

partes, para isso, o NEINastran[®] dispõe de um modelo para contato colado chamado *weided contact*, garantindo adesão completa das superfícies declaradas.

Após a definição da malha e das superfícies de contato, foi necessário definir as condições de contorno. A base para escolha das condições de contorno, tanto de carregamento quanto de restrição de deslocamento, foi a simulação do ensaio de análise fotoelástica. Para modelar esse tipo de condição é preciso compreender a natureza dos esforços mecânicos envolvidos para escolher um conjunto de condições isoladas que, sejam capazes de produzir a complexidade original.

Configurada as condições de contorno foi necessário configurar as condições de análise a ser realizada. Por se tratar de uma estrutura complexa, algumas análises preliminares foram necessárias para determinar a natureza do comportamento mecânico do conjunto. Devido às dimensões relativamente pequenas dos deslocamentos e pequenas deformações foi definido o uso de uma análise linear.

Finalizadas as configurações da análise foi executado o núcleo de solução, gerando os resultados.

Elaborado o modelo de elementos finitos compatível com o modelo utilizado nos ensaios de análise fotoelástica, foram confeccionados outros dois modelos teóricos matemáticos de elementos finitos, um com implantes paralelos entre si e outro com implantes inclinados, desta vez simulando osso cortical e osso trabecular. O principal objetivo da elaboração desses dois últimos modelos foi, dentre as limitações que norteiam um estudo *in vitro*, saber se o padrão de distribuição de carga se mantinha, quando simulado um modelo próximo do real.

Para isso, foi remodelada uma nova mandíbula com diferenciação entre osso cortical e trabecular (Figuras 4.70 e 4.71) para posterior atribuição dos valores de módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson como seguem no quadro 4.8.

Figura 4.70

Figura 4.71

Figura 4.70 - Modelo de elementos finitos com diferenciação entre osso cortical e medular para implantes paralelos

Figura 4.71 - Modelo de elementos finitos com diferenciação entre osso cortical e medular para implantes inclinados

Material	Módulo de Elasticidade (E) (MPa)	Coefficiente de Poisson (ν)	Fonte
Osso cortical	13700	0.3	Barão et al., 2009
Osso Medular	1370	0.3	Barão et al., 2009

Quadro 4.8 - Propriedades mecânicas dos materiais que compõem o modelo

4.2.2.6 Processo de análise dos resultados

O processamento dos resultados, após análise matemática feita pelo programa NEINastran[®], foi realizada qualitativamente através da observação visual das imagens gráficas das tensões e seus gradientes de cores, geradas e impressas pelo programa de computador. Para os modelos de elementos finitos que simularam a mandíbula em resina fotoelástica foi utilizada a análise de tensões de Von Misses. Esse tipo de análise é utilizado para simulação de corpos que tendem a falhar como os metais quando sujeitos à carga. Assim, foi selecionado esse tipo de análise dada que a resina fotoelástica apresenta comportamento semelhante aos metais quando submetida a esforços. A análise de tensões de Von Misses expressa a média de energia em cada ponto do material sem diferenciá-la em uma força de compressão ou tração (Özcelik e Ersoy., 2007), da mesma forma que ocorre nos ensaios de

análise fotoelástica, onde não se sabe com exatidão a diferenciação entre as forças de compressão e tração

Para os modelos de elementos finitos que fizeram a diferenciação entre osso cortical e osso trabecular foi utilizada a análise de tensão máxima principal que é utilizada em corpos que tendem a falhar como os materiais frágeis, tais como o osso. Além disso, é descrita como uma análise que consegue avaliar uma tensão verdadeira, pois é capaz de diferenciar as forças de tração das de compressão (Assunção et al., 2009).

Após a aplicação da carga de 0,1MPa foram realizadas as seleções de imagem para análise dos resultados. A aplicação de apenas uma intensidade de carga é justificada pelo fato de que modelos teóricos matemáticos, tais como os elementos finitos, respondem de forma proporcional à carga aplicada, ou seja, a intensidade das franjas aumenta à medida que há um aumento da carga aplicada (Porter et al., 2002). Por isso, optou-se por aplicar apenas 0,1MPa, que é o valor correspondente a 1bar, a pressão aplicada nos testes de análise fotoelástica. Além disso, assim como no método fotoelástico, a aplicação da carga foi realizada no sentido axial e em toda a região oclusal da prótese, como proposto na literatura específica (Luo et al., 1998; Bai et al., 2005; Daas et al., 2008)

As imagens selecionadas, para análise dos resultados, foram identificadas como se segue:

EFRIP1 = Para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula de resina fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,1 MPa.

EFRII1 = Para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula de resina fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 0,1 MPa.

EFRIP1 com um corte realizado à frente da posição dos implantes = Para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula de resina fotoelástica que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,1 MPa, em corte realizado anteriormente à posição dos implantes.

EFRII1 com um corte realizado à frente da posição dos implantes = Para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula de resina fotoelástica que apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 0,1 MPa, em corte realizado anteriormente à posição dos implantes.

EFOIP1 = Para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula em osso que apresentava implantes paralelos com incidência de carga de 0,1 MPa.

EFOII1 = Para o ensaio de elementos finitos simulando a mandíbula em osso que

apresentava implantes inclinados com incidência de carga de 0,1 MPa.

Resultados

5 RESULTADOS

5.1 Análise Fotoelástica

Os resultados foram obtidos pela avaliação das tensões resultantes da aplicação das cargas sobre os corpos de prova, compostos pelos modelos fotoelásticos e *overdentures*, retidas por sistemas de encaixe tipo barra-clipe associadas a implantes e suportadas por estes e rebordo residual, em posição de máxima interscupidação, em todas as condições de carregamento: 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 3,0 bares, levando sempre em consideração as tensões inicialmente presentes nos modelos.

Os corpos de prova foram denominados:

Modelo 1 - AFIP: Análise Fotoelástica de Implantes Paralelos, seguido do valor da carga aplicada.

Modelo 2 - AFII: Análise Fotoelástica de Implantes Inclinação, seguido do valor da carga aplicada.

Para análise dos resultados foi realizado o registro fotográfico do modelo fotoelástico anterior à aplicação de cargas de uma vista frontal, independente da sobreposição de imagens que ocorreram nessa situação, uma vez que todas as comparações e associações foram feitas, nessa mesma posição e, provavelmente, com as mesmas sobreposições.

A análise dos resultados foi realizada, tendo como ponto de partida as imagens iniciais da mandíbula: com implantes paralelos e ausência de aplicação de carga e, em seguida, com os implantes inclinados e ausência de aplicação de carga, respectivamente AFIP0 e AFII0. As regiões escolhidas para análise e comparação, foram: região inter-forame mentoniano e rebordo desdentado posterior.

5.1.1 Modelo 1 - AFIP: *Overdenture* retida por barra clipe sobre dois implantes paralelos, seguido da carga aplicada

Nesta condição, nota-se que o corpo da mandíbula do AFIP0, sem aplicação de carga, apresenta imagens coloridas em algumas regiões, delimitadas na figura 5.1.

Figura 5.1 - AFIP0

Essas áreas coloridas, que sugerem áreas de tensão, é o resultado da manipulação e homogeneização dos componentes da resina fotoelástica; da confecção do corpo de prova e ajuste da prótese sobre o modelo, como também da fixação deste à base de acrílico, suporte do modelo na máquina de aplicação de cargas e da manipulação da mandíbula durante os ajustes oclusais com a maxila do crânio. Essas tensões são passíveis de ocorrer, mesmo que todos os cuidados sejam tomados para evitar o surgimento das franjas, anterior a realização dos ensaios fotoelásticos. Assim, a sequência adotada para análise dos resultados foi planejada para avaliar a intensidade das tensões geradas durante a aplicação das cargas levando sempre em consideração as tensões inicialmente presentes nos modelos

O Modelo 1, figura 5.1, AFIP0 - sem aplicação de carga, apresentou colorações fotoelásticas no ápice do implante posicionado à direita na figura. O implante posicionado à esquerda apresenta-as ao longo do seu corpo, mais esparsas na sua mesial e mais delimitadas na distal. A coloração ao longo do rebordo foi maior no lado esquerdo, sendo que o lado direito não as apresentou.

O carregamento de 0,5 bar - AFIP0,5, figura 5.2, não promoveu uma alteração significativa no padrão de distribuição de tensões quando comparado com a imagem do

AFIP0, tanto ao longo do rebordo alveolar quanto do implante posicionado à direita na figura. Porém, o implante posicionado à esquerda da figura, apresentou um aumento na intensidade e uma maior delimitação das franjas.

Figura 5.2 - AFIP0,5

Durante o carregamento de 1,0 bar – AFIP1, figura 5.3, houve um aumento na intensidade das tensões nas áreas anteriormente analisadas, proporcionais à carga aplicada. Porém, ocorreu uma alteração nos padrões de distribuição de tensão na região posterior do rebordo, com o aparecimento de áreas de tensão, como indicado pelas setas.

Figura 5.3 - AFIP1

O registro fotográfico mostra que, quando houve aplicação de 1,5 bar - AFIP1,5, figura 5.4, ocorreu um aumento na intensidade das tensões proporcional à carga aplicada, bem como a formação de franjas com formato definido na região posterior do rebordo, como

indicado pelas setas. Porém, não ocorreu alteração no padrão de distribuição dessas tensões, que permaneceram localizadas nas mesmas regiões do AFIP1.

Figura 5.4 - AFIP1,5

O ensaio registrado para a aplicação de carga de 2 bar – AFIP2, figura 5.5, mostra que ocorreu um aumento na intensidade das tensões, proporcional à carga aplicada, distribuídas no ápice dos implantes e localizadas na região de rebordo posterior, sendo que a formação de franjas foram melhor delimitadas na região do trígono retromolar, como indicado pelas setas, onde ocorreu também uma alteração no padrão de distribuição das tensões.

Figura 5.5 - AFIP2

Na figura 5.6, com carregamento de 3 bar - AFIP3, percebe-se que as tensões se intensificaram na região do trígono retromolar, não sendo perceptível, entretanto, diferenciá-las na região apical dos implantes quando comparada com a AFIP2,0. Com o carregamento de

3,0 bares ocorreu fratura da resina da *overdenture* na região de canino (elemento 33), logo acima do implante posicionado à direita da figura 5.6.

Figura 5.6: AFIP3

5.1.2 Modelo 2 - AFII: *Overdenture* retida por barra clipe sobre dois implantes inclinados, seguido da carga aplicada

As regiões escolhidas para análise e comparação foram as mesmas realizadas para o Modelo 1.

A avaliação do corpo de prova, modelo 2, com implantes inclinados 10° em relação à linha média e ausência de carregamento - AFII0 - foi realizada levando em consideração as mesmas observações feitas em relação às tensões residuais do modelo, justificadas para o corpo de prova AFIP0.

Na figura 5.7, AFII0, o comportamento apresentado frente à ausência de aplicação de carga demonstrou uma concentração moderada de tensão no implante posicionado à esquerda na figura. Já no implante posicionado à direita na figura pôde-se observar uma baixa distribuição de tensão localizada no seu ápice. Não houve a formação de franjas consistentes ao longo do rebordo alveolar tanto do lado esquerdo quanto do direito.

Figura 5.7 - AFII0

Na figura 5.8, com aplicação de carga de 0,5 bar - AFII0,5, observou-se aumento na intensidade das tensões, seguido de alteração no padrão de distribuição, quando comparado com a AFII0. O implante posicionado à esquerda da figura apresentou um aumento na intensidade da tensão, seguindo a lógica de que se aumentando a intensidade da incidência da carga, aumenta-se a concentração de tensão no modelo. O implante posicionado à direita da figura apresentou um aumento na concentração de tensão na sua mesial, fazendo com que as franjas localizadas na mesial de cada implante se encontrassem na região mentoniana. Observa-se ainda, áreas de tensão na região do trígono retromolar, no lado direito da figura, e na região de rebordo alveolar, no lado esquerdo, tais como circunscritos na figura.

Figura 5.8 - AFII0,5

O carregamento de 1,0 bar - AFII1,0, visto na figura 5.9, manteve o padrão de distribuição de tensão, tanto na região dos implantes como no rebordo residual, porém ocorreu

aumento na intensidade das tensões, que se detecta pela maior luminosidade das áreas principalmente na dos implantes, quando comparado com a II0,5.

Figura 5.9 - AFII1

Com a aplicação de 1,5 bar de carga - AFII1,5, as tensões se intensificaram como se percebe na figura 5.10. Tensões foram geradas na distal do implante posicionado à direita na figura. Não houve alteração significativa nos padrões de distribuição das tensões, quando comparado com a AFII1,0.

Figura 5.10 - AFII1,5

Figura 5.11, com aplicação de carga de 2 bares – AFII2, pode-se observar comportamentos semelhante entre os carregamentos de 1,5 e 2,0 bares.

Figura 5.11 - AFII2

A figura 5.12, mostra que também para esta situação de carregamento de 3 bares, o corpo de prova AFII3,0 não apresentou alterações perceptíveis quando comparado com o anterior, AFII2,0, em relação à distribuição das tensões.

Figura 5.12 - AFII3

5.2 Elementos Finitos

O processamento dos resultados, após análise matemática feita pelo programa NEINastran[®], foi realizada qualitativamente através da observação visual das imagens gráficas das tensões e seus gradientes de cores, geradas e impressas pelo programa de computador.

Os corpos de prova foram denominados:

Modelo 1 - EFRIP: Modelo de elementos finitos em resina com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa.

Modelo 2 - EFRII: Modelo de elementos finitos em resina com implantes inclinados e aplicação de carga de 0,1 MPa.

Modelo 3 - EFOIP: Modelo de elementos finitos em osso com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa.

Modelo 4 - EFOII: Modelo de elementos finitos em osso com implantes inclinados e aplicação de carga de 0,1 MPa.

5.2.1 Modelo 1 - EFRIP: Modelo de elementos finitos em resina com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa

Analisando a figura 5.13, observa-se o comportamento das tensões resultantes da incidência de carga de 0,1 MPa - EFRIP1 - nas estruturas simuladas para o experimento. O mapa de cores da distribuição de tensões de Von Mises (MPa) mostra que a maior concentração de tensões ocorreu no ápice e na cervical mesial dos implantes, seguida por áreas esparsas de concentração de tensão ao longo do rebordo residual alveolar.

Figura 5.13 - EFRIP1

A figura 5.14, EFRIP1 mostra o mapa de cores da distribuição de tensões de Von Mises (MPa), com um corte realizado à frente da posição dos implantes. Assim, observou-se uma alta concentração de tensões na região cervical dos implantes, bem como uma moderada concentração de tensão ao longo de todo o corpo dos implantes distribuído de forma semelhante tanto na mesial quanto na distal desses. Áreas esparsas de concentração de tensão também são observadas ao longo do rebordo residual alveolar em ambos os lados.

Figura 5.14 - EFRIP1 com um corte realizado à frente da posição dos implantes.

5.2.2 Modelo 2 - EFRII: Modelo de elementos finitos em resina com implantes inclinados e aplicação de carga de 0,1 MPa

A figura 5.15, EFRIII1, permite visualizar o mapa de cores da distribuição de tensões de Von Mises (MPa). Observa-se que as maiores tensões ocorreram nos ápices e nas cervicais dos implantes. Na sequência, as áreas de concentração de tensão com intensidade maior ocorreram ao longo do rebordo residual alveolar.

Figura 5.15 - EFRIII1

A figura 5.16, EFRIII1 mostra o mapa de cores da distribuição de tensões de Von Mises (MPa), com um corte realizado à frente da posição dos implantes. Assim, observou-se uma alta concentração de tensões na região cervical dos implantes, bem como, uma moderada concentração de tensão ao longo de todo o corpo dos implantes com maior concentração de tensão à distal desses. Além disso, observaram-se áreas esparsas de concentração de tensão ao longo do rebordo residual alveolar com uma intensidade maior no rebordo posicionado à esquerda da figura.

Figura 5.16 - EFRIII1 com um corte realizado à frente da posição dos implantes.

5.2.3 Modelo 3 - EFOIP: Modelo de elementos finitos em osso com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa

A figura 5.17, EFOIP1, mostra o mapa de cores da distribuição da análise de tensão máxima principal. Assim, pôde-se observar uma alta concentração de tensões nos ápice e nas cervicais dos implantes, e áreas não homogêneas de concentração de tensão ao longo do rebordo residual alveolar.

Figura 5.17 - EFOIP1

5.2.4 Modelo 4 - EFOII: Modelo de elementos finitos em osso com implantes inclinados e aplicação de carga de 0,1 MPa

A figura 5.18, EFOII1, mostra o mapa de cores da distribuição da tensão máxima principal (MPa). Assim, observa-se uma alta concentração de tensões no ápice e cervical dos implantes. Além disso, áreas de alta concentração de tensão ocorreram de forma não homogênea ao longo do rebordo residual alveolar

Figura 5.18 - EFOII1

Discussão

6 DISCUSSÃO

Nesta pesquisa “*in vitro*” foi avaliada, por meio da associação das técnicas fotoelástica e de elementos finitos, a transmissão de tensões às estruturas de suporte oriundas das forças aplicadas sobre *overdentures*, com sistema de retenção do tipo barra-clipe, quando 2 posições de implantes, paralelos e angulados 10°, foram simuladas.

As metodologias empregadas para essa avaliação das tensões, análise fotoelástica e dos elementos finitos, são consagradas na odontologia, como pode ser observado na revisão da literatura (Noonan, 1949; Glickman et al., 1970; Campos et al., 1986; Caputo e Standlle, 1987; Sadowsky e Caputo em 2004; Aydin e Akay, 1980; Bidez e Mish em 1992). Porém, o comportamento biomecânico dos implantes e como reagem os tecidos circunvizinhos quando submetidos às cargas é de grande interesse frente à ausência de trabalhos na literatura que associam esses dois métodos (Özçelik e Ersoy, 2007). De qualquer forma, é sabido que as tensões resultantes das cargas aplicadas sobre os implantes podem gerar perdas ósseas ao seu redor, principalmente na região cervical (Brodsky e Caputo, 1975; Shirata, 2002), alcançando em média 0,93 mm de redução no primeiro ano de sua instalação (Rutkunas et al., 2008). Assim, maiores cuidados devem ser observados com a sobrecarga que pode ocorrer sobre os implantes, pois esta é a principal causa da reabsorção óssea, quando associada à higiene precária (Payne et al., 2003; Burns, 2004; Hug et al., 2006; Zani et al., 2009).

A prótese *overdenture* mandibular é eficiente para recompor o sistema estomatognático de pacientes totalmente desdentados (Heydecke et al., 2008), principalmente nos casos em que há o problema persistente de ausência de retenção e estabilidade nas próteses totais convencionais (Fenton, 1998; Clepper, 1999; Freeman et al., 2001; Gatti e Chiapasco, 2002; Raghoobar et al., 2003; Chiapasco e Gatti, 2003; Ormianer et al., 2006; e Celik e Uludag, 2007). Além disso, 60% a 65% das reabilitações com implantes em pacientes totalmente desdentados são realizadas com *overdentures* (Jabbari et al., 2003; Bryant e Zarb, 2003; Geertman et al., 1999; Bakke et al., 2002; Morais et al., 2003; Att e Stappert, 2003), que entre outros benefícios promovem conforto, estética, facilidade nos procedimentos de higiene, aumento da auto-estima e custo acessível (Naert et al., 1994; Rigdon, 1996; Spiekerman et al., 2000; Fontijn-Tekamp et al., 2000; Walton et al., 2002; Emami et al., 2009), fatos esses que motivaram esta pesquisa com este tipo de modalidade protética (Mensor, 1977; Raghoobar et al., 2000; Morais et al., 2003; Chiapasco e Gatti, 2003; Botega

et al., 2004; Timmermair et al., 2004; Meijer et al., 2004; Mac Entee et al., 2005; Cune et al., 2005; Attard et al., 2006; Pjetursson et al., 2007; Nikolopoulou et al., 2007)

A escolha da prótese *overdenture* com o sistema de retenção barra-clipe fixado sobre dois implantes basearam-se em várias pesquisas (Mish, 2000; Dudic e Mericske-Stern, 2002; Walton et al., 2002), sendo que trabalhos mostraram que a instalação de mais de dois implantes na região inter-forame, para esse tipo de prótese, além de onerar o tratamento (Romeo et al., 2002; Weige, 2003), pode diminuir o espaço inter implantes, o que dificulta o uso do sistema de retenção à barra, ou pode criar divergência de angulação entre os implantes, o que impede a utilização de sistemas de retenção isolados, tais como o *o'ring* e o bola (Sadowsky e Caputo, 2004; Celik e Uludag, 2007; May e Romanos, 2002).

As vantagens das *overdentures* retidas pelo sistema barra-clipe em relação aos sistemas isolados são: o sistema barra-clipe permite leves discrepâncias de paralelismo do longo eixo dos implantes (Krennmair et al., 2005; Michenakis et al., 2006), uma vez que, o encaixe de retenção posicionado na base da prótese se encaixa na barra e não diretamente sobre os implantes, como no caso de sistemas de retenção isolados (Payne et al., 2002; Botega et al., 2004); a barra pode proporcionar estabilidade adicional através da extensão distal (Stephan et al., 2007; Karimi, 2010; Rensch-Kollar et al., 2010); e o parafuso de retenção da barra fixado no implante também parece ser mais resistente às forças de deslocamento rotacional, que geralmente deslocam encaixes de sistemas individualizados. (Davidoff, 1996; Geertman et al., 1999; Naert et al., 1999). Além disso, os implantes foram posicionados a uma distância de 22 mm, que corresponde aproximadamente à distância intercaninos como proposto por Naert et al., 1994; Oetterli et al., 2001; Payne et al., 2002; Payne et al., 2003; Degidi e Piatelli, 2003.

Os resultados observados nesta pesquisa permitiram uma análise do comportamento que as tensões oriundas de próteses *overdentures* adquirem quando submetidas à ação de cargas oclusais, em máxima intercuspidação, como proposto por Luo et al. em 1998. A intensidade de carga aplicada sobre o modelo fotoelástico não pode ultrapassar o limite de resistência do material com o qual foi confeccionado. Na situação deste experimento, as cargas aplicadas foram de: 0,5; 1,0; 1,5; 2,0; 2,5; e 3,0 bar, para o modelo fotoelástico e 0,1 MPa para os modelos de elementos finitos. Estes valores são compatíveis, fisiologicamente, àqueles desenvolvidos por um paciente portador de prótese total sobre implante (Stricker et al., 2004; Trakas et al., 2006).

Dessa forma, os resultados observados no capítulo anterior, a iniciar pelo ensaio fotoelástico e seguidos pelos resultados dos elementos finitos, em conjunto com os trabalhos consultados e revisados na literatura, permitiram conduzir a discussão desta pesquisa:

6.1 Análise Fotoelástica

Modelo 1 - AFIP: *Overdenture* retida por barra clipe sobre dois implantes paralelos, seguido da carga aplicada:

Figura 6.1 - AFIP: *overdenture* retida por barra clipe sobre dois implantes paralelos, seguido da carga aplicada

O corpo de prova AFIP0, da figura 6.1, sem carga, apresentou franjas coloridas, mais concentradas na região dos implantes e na região do rebordo alveolar. Sendo assim, as avaliações do comportamento das tensões foram feitas a partir dessa imagem inicial.

O modelo1 – AFIP, quando submetido às cargas de 0,5 a 3 bar, mostrou que as tensões

se concentraram nos ápices dos implantes e região de rebordo alveolar residual. Este comportamento pode ser interpretado pela tendência natural à intrusão que os implantes têm quando submetidos à carga em máxima intercuspidação (Thayer e Caputo, 1977; Harley e Caputo, 1980; Caputo, 1993; Gonini Jr 2002). A presença de franjas fotoelásticas na região de rebordo alveolar ocorre ao longo de toda sua extensão. Este comportamento reforça que os conceitos básicos e científicos relacionados à construção das próteses totais convencionais devem ser preservados e aplicados nesta modalidade de prótese sobre implantes (Gomes, 2005), pois a delimitação da área basal é de extrema importância para a preservação do tecido ósseo remanescente, principalmente a extensão da base protética, que quando situada nos limites preconizados, proporciona melhor distribuição de carga. Assim, cada unidade de área recebe menor intensidade de carga, preservando o rebordo quanto ao processo de reabsorção óssea.

De acordo com Kenney e Richards em 1998 e Fanusco e Caputo em 2004, há uma principal diferença no padrão de distribuição de tensão ao longo do corpo do implante quando a carga é aplicada axialmente, em todo o arco dentário, isso porque a concentração de tensão nos implantes não é diminuída, pelo contrário, há uma concentração de tensão em seu ápice. Isso não ocorre quando a carga é aplicada pontualmente na região posterior, principalmente em primeiros molares, já que o sistema de retenção barra-clipe tende a rotacionar e a tensão transferida perpendicularmente para a região posterior do rebordo (Porter et al. em 2002). Da mesma forma, Federick e Caputo em 1996 verificaram que quando mais posterior a aplicação da carga, maior a concentração de tensão no rebordo alveolar posterior e menor a concentração de tensão na região anterior dos implantes. Resultados semelhantes foram obtidos pelas pesquisas realizadas por Ichikawa et al., 1996; Covaciuc, 2002 Sadowsky e Caputo, 2004, situação essa que não foi evidenciada neste estudo.

Assim, a diferença na concentração de tensão quando comparada às regiões de rebordo alveolar posterior e a região anterior de implante pode ser explicada pelo fato de ter ocorrido axialmente em todo o arco dentário (Luo et al., 1998). Para Kenney e Richards. em 1998, a maior concentração de tensão na região dos implantes se deve ao fato de estarem unidos por meio do sistema de retenção barra-clipe, que transmite uma maior concentração de tensão na região anterior quando comparado com o rebordo alveolar residual posterior. Quanto a esse fator, Bortoli Jr em 2004 comparou a transmissão de tensão em rebordo alveolar em *overdentures* retidas por sistema de retenção barra-clipe e *o'ring*. Assim, o sistema de retenção barra-clipe foi responsável por gerar uma maior concentração de tensão na região

anterior dos implantes, também como descritos por Piagge em 2002 e Silva et al., 2010. Resultados semelhantes à presente pesquisa foram relatados por Thayer e Caputo em 1977, que observaram distribuição de tensão ao longo de todo o rebordo e uma maior concentração de tensão nos ápices de remanescentes radiculares quando uma *overdenture* é retida pelo sistema barra *Dolder*. Um detalhe que mostra um diferencial para esse comportamento é a camada de silicone que foi interposta entre a sela e o rebordo mandibular posterior da *overdenture* para simular a mucosa; a resiliência do material permite a absorção de carga, minimizando sua transmissão às estruturas de suporte, como muito bem foi relatado por Harley e Caputo, 1980; Ichikawa et al., 1996; Sadowsky e Caputo., 2000.

Modelo 2 - AFII: *overdenture* retida por barra clipe sobre dois implantes angulados, seguido da carga aplicada:

Figura 6.2 - AFII: *overdenture* retida por barra clipe sobre dois implantes angulados, seguido da carga aplicada

O modelo 2 – AFII, quando submetido às cargas de 0,5 a 3 bar, apresentou alteração na imagem quando comparado àquela sem carga, aumentando a concentração de tensões na região anterior, nos implantes e uma baixa concentração de tensão no rebordo alveolar residual posterior. Quando o implante apresenta inclinação e recebe uma força perpendicular ao plano oclusal, ocorre a mesma tendência à intrusão que o verificado para os implantes

paralelos. Porém, devido à angulação do implante este tende a descer inclinado, ocorrendo assim a formação de franjas, não só no ápice, mas também ao longo do seu corpo na face distal. Isso se verifica porque o implante não tende a intruir apenas axialmente, paralelo ao carregamento (Federick e Caputo, 1996). Além disso, Menicucci et al. em 1998 afirmaram que ocorre uma concentração de tensão na região anterior de mandíbula, quando *overdentures* são ancoradas por meio de sistema de retenção unido, tais como barra-clipe, devido a deformação da mandíbula durante a aplicação da carga, que gera uma torção na parte central, onde estão ancorados os implantes, o que pode explicar essa alta concentração de tensão gerada nos implantes. Outra afirmação muito interessante foi feita por Celik e Uludag. em 2007, quando relatam que a posição dos ápices dos implantes, após a inclinação dos mesmos, ficam mais próximas, provocando a soma ou encontro das tensões nessa região, o que explica a maior concentração de tensão, também, quando comparado com o modelo fotoelástico que apresenta implantes paralelos, uma vez que nesse modelo a concentração de tensão na região anterior dos implantes foi menor quando comparado com o modelo 2.

A reduzida área de concentração de tensão no rebordo alveolar, pode ter ocorrido, como explicitado anteriormente, pela presença do silicone, simulando mucosa oral (Harley e Caputo, 1980; Ichikawa et al., 1996; Sadowsky e Caputo, 2000) ou pelo fato do sistema de retenção barra-clipe gerar maior concentração de tensão na região dos implantes (Kenney e Ricahrds, 1998; Piagge, 2002; Silva et al., 2010; Thayer e Caputo, 1977).

6.2 Elementos Finitos

Para gerar o modelo de elementos finitos, a mandíbula de resina epóxi foi escaneada, a fim de manter a fidelidade anatômica em relação à mandíbula estudada no método da análise fotoelástica. Porém, para simplificação do modelo, foi realizado um corte na região do ramo ascendente da mandíbula, tornando-a menor e, portanto, facilitando a geração da malha do modelo criado. Isso porque, Meijer et al. em 1993^a, concluíram que o modelo tridimensional representando apenas a região interforaminal pode ser utilizado, pois apresentou os mesmos resultados que o modelo tridimensional representado pela mandíbula inteira. Além disso, é um modelo menor e apresenta economia de tempo na confecção de sua malha, já que representa apenas a área de interesse no estudo. Assim como no método fotoelástico foi

gerado uma camada de silicone para simulação da mucosa oral, com 2 mm de espessura, da mesma forma como foi realizado por outros pesquisadores (Thayer e Caputo, 1979; Harley e Caputo, 1980; Federick e Caputo 1996; Meijer et al., 1996; Kenney e Richards 1998; Sadowsky e Caputo 2000; Ochiai et al., 2004; Özcelik e Ersoy, 2007; Cruz et al., 2009), (Aydin e Akay, 1980; Menicucci et al., 1998; Barão et al., 2008; Lü et al. em 2008; Assunção et al., 2009).

Para avaliação das áreas de concentração de tensão no modelo de elementos finitos foi aplicada apenas a carga de 0,1 MPa, que corresponde a carga de 1 bar aplicado na técnica fotoelástica.

A aplicação de apenas uma intensidade de carga é justificada pelo fato de que modelos teóricos matemáticos, tais como os elementos finitos, que apresentam modelos lineares respondem de forma proporcional à carga aplicada, ou seja, caso seja incidido “1x” de carga, a resposta corresponderá à “1x” de intensidade de tensão gerada no modelo, o mesmo ocorre, desde que mantendo a linearidade deste, caso seja aplicado “2x” de carga. Porém, o resultado, quando se aumenta a carga aplicada, são imagens com cores saturadas na escala, ou seja, com um gradiente de cores próximo dos valores máximos de tensão, o que gera muita dificuldade para avaliação dos resultados. Dessa forma, é o ajuste dessa escala que fornece o gradiente de tensões. Porém, a alteração da escala, resulta em imagens semelhantes com padrões de distribuição de tensão fornecidos quando uma carga menor é aplicada. Isso ocorre porque o comportamento mecânico do modelo é similar, independente da carga aplicada, gerando campos de tensão semelhante (Porter et al., 2002). Por isso, optou-se por aplicar apenas 0,1 MPa, que é o valor correspondente a 1bar, pressão esta aplicada nos testes de análise fotoelástica. Assim, como no método fotoelástico, a aplicação da carga foi realizada no sentido axial e em toda a prótese, como proposto na literatura específica (Luo et al., 1998; Bai et al., 2005; Daas et al., 2008).

Modelo 1 - EFRIP: Modelo de elementos finitos em resina com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa:

Figura 6.3 - EFRIP: Modelo de elementos finitos em resina com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa (A e B)

O corpo de prova EFRIP, da figura 6.3, mostra que a maior concentração de tensões ocorreu no ápice e na região cervical mesial dos implantes, seguido por áreas esparsas de concentração de tensão ao longo do rebordo alveolar residual posterior (A). A imagem (B), com um corte realizado à frente da posição dos implantes, mostra uma concentração de tensões mais acentuada na região cervical dos implantes, bem como uma moderada concentração de tensão ao longo de todo o seu corpo distribuído de forma semelhante tanto na mesial quanto na distal. Como foi explicado anteriormente para o comportamento apresentado pelos modelos fotoelásticos, a presença de tensões no ápice dos implantes é explicada pela tendência natural à intrusão (Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009) e a maior concentração de tensão na região anterior da mandíbula, onde os implantes estão posicionados, é devido à utilização do sistema de retenção barra-clipe. Relativamente a este aspecto, Celik e Uludag, 2007, interpretam que este comportamento se deve porque esse sistema permite apenas o movimento rotacional, diferente dos sistemas isolados, que permitem movimentação em todas as direções, gerando maior concentração de tensão no rebordo alveolar residual posterior e uma menor concentração de tensão na região anterior, área de localização dos implantes. O inverso ocorre com o sistema de retenção barra-clipe, que ao rotacionar gera uma maior concentração de tensão na área dos implantes, já que o clipe traciona a barra, e uma menor concentração de tensão no rebordo alveolar residual posterior (Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009).

A concentração de tensão no ápice do implante na região anterior de mandíbula reabilitada por meio de *overdenture*, de acordo com alguns autores (Menicucci et al., 1998; Assunção et al., 2009), está associada ao desenho do implante modelado para ser utilizado no método dos elementos finitos e que, se o formato fosse alterado, uma maior distribuição das tensões poderia ocorrer no interior do osso trabecular.

As tensões na região de rebordo alveolar ocorreram ao longo de toda a delimitação da área basal da prótese e a razão tem a mesma justificativa apresentada nas situações anteriores (Celik e Uludag, 2007).

Quando o modelo 1- EFRIP é comparado com o modelo 1- AFIP, observou-se compatibilidade nas áreas de concentração de tensão, principalmente nas áreas apicais dos implantes, onde ocorreu a formação de área de concentração de tensão semelhante aos relatados por Thayer e Caputo, 1977; Ichikawa et al., 1996; Kenney e Richards. em 1998; Covaciuc, 2002; Piagge em 2002; Sadowsky e Caputo, 2004; Bortoli Jr, 2004; Silva et al., 2010, ou de trabalhos referentes a elementos finitos (Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009).

Modelo 2 - EFRII: Modelo de elementos finitos em resina com implantes angulados e aplicação de carga de 0,1 MPa:

Figura 6.4 - EFRII: Modelo de elementos finitos em resina com implantes angulados e aplicação de carga de 0,1 MPa

O corpo de prova EFRII, da figura 6.4, mostra que as maiores tensões ocorreram nos ápices e nas cervicais dos implantes. Áreas de concentração de tensão também ocorreram ao longo do rebordo residual alveolar (A). A imagem (B) mostra um corte realizado à frente da posição dos implantes. Assim, observou-se uma alta concentração de tensões na região cervical dos implantes, bem como, uma moderada concentração de tensão ao longo de todo o corpo dos implantes com maior concentração de tensão à distal desses. A explicação para esse comportamento é a mesma relatada para o ocorrido com o modelo 2 fotoelástico AFII (Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009).

Para minimizar a concentração de tensão na região de implantes, alguns autores indicam o posicionamento de um sistema de retenção do tipo bola mais a distal da barra com o intuito de gerar uma linha de fulcro e, devido ao módulo de elasticidade e resiliência do

sistema bola, parte da tensão tende a ser transferida para o rebordo posterior, diminuindo a magnitude das tensões ao redor dos implantes (Barão et al., 2009). Porém, neste trabalho houve, também, uma concentração de tensão no rebordo alveolar provavelmente devido ao movimento de rotação realizado pelo sistema de retenção barra-clipe gerando tensões ao longo do rebordo alveolar residual posterior, como ocorreu com outras pesquisas (Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009).

Quando o modelo 2 – EFRII é comparado com o modelo 1 – EFRIP, observa-se uma semelhança na distribuição das zonas de tensão na região apical dos implantes, semelhante às pesquisas de Federick e Caputo, 1996; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009, porém o modelo 2, com implantes angulados, apresentou uma concentração de tensão à distal dos implantes, o que não ocorreu com os implante paralelos, já que a concentração de tensão é apenas ao longo do corpo do implante, no sentido axial, devido à tendência de intrusão deste quando submetido à cargas. Na região de rebordo alveolar residual posterior, a concentração das tensões foi semelhante (Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009).

Porém, quando o modelo 2 - EFRII, de elementos finitos, é comparado com o modelo 2 - AFII, de análise fotoelástica, observa-se uma concentração de tensão à distal dos implantes devido à suas angulações, pois após a aplicação da carga este tende a descer angulado, assim ocorre à formação de franjas, não só no ápice, mas também ao longo do corpo do implante (Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009). Celik e Uludag. em 2007 afirmaram que a posição dos ápices dos implantes, após a inclinação dos mesmos ficam mais próximas, provocando a soma ou encontro das tensões nessa região, o que explica a maior concentração de tensão. Porém, no modelo 2 de elementos finitos, a união das franjas ocorre na região apical dos implantes, enquanto que no modelo 2 de análise fotoelástica, a união dessas franjas ocorrem mais próximas da região cervical. Menicucci et al. em 1998 descrevem uma concentração de tensão na região anterior da mandíbula quando *overdentures* são ancoradas por meio de sistema de retenção unido, tais como barra-clipe, pois ocorrem deformações nessa área central da mandíbula durante a aplicação da carga.

Modelo 3 - EFOIP: Modelo de elementos finitos em osso com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa.

Figura 6.5 - EFOIP: Modelo de elementos finitos em osso com implantes paralelos e aplicação de carga de 0,1 MPa

O corpo de prova EFOIP, da figura 6.5, mostra uma alta concentração de tensões nos ápices, ao longo do corpo e nas cervicais dos implantes, como também áreas não homogêneas de concentração de tensão ao longo do rebordo residual alveolar. O mecanismo de transferência de tensão no osso é bastante complexo e se inicia pela transmissão de forças oclusais para o implante e osso cortical. Assim, somente uma parte desta tensão é transferida para o osso trabecular na região apical do implante. A alta concentração de tensão no osso cortical, quando comparado com o osso trabecular, ocorre devido ao seu alto módulo de elasticidade (Meijer et al., 1992; Assunção et al., 2008; Barão et al., 2009). Este resultado está de acordo com outros trabalhos (Meijer et al., 1992; Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009) que afirmam que a concentração de tensão na região cervical do implante, na área de osso cortical, ocorre devido ao alto valor do módulo de elasticidade (Módulo de Young) do implante que transmite as tensões para os tecidos adjacentes. Por sua vez, o osso cortical por apresentar um módulo de elasticidade maior que o osso trabecular, retém uma maior concentração de tensão que este. Além de estar de acordo com outros trabalhos “*in vitro*”, este resultado também é apresentado em trabalhos “*in vivo*”, que demonstram a perda óssea inicial ao redor do pescoço do implante, região cervical (Barão et al., 2009; Tabata et al., 2010).

Quando o modelo 3 – EFOIP, de elementos finitos com simulação de osso na mandíbula, é comparado com o modelo 1 – AFIP, de análise fotoelástica, observa-se semelhança nas áreas de concentração de tensão na região apical dos implantes (Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009) e no rebordo alveolar residual posterior (Harley e Caputo, 1980; Menicucci et al., 1998; Ichikawa et al., 1996; Sadowsky e Caputo, 2000). Porém, a concentração de tensão observada na região cervical dos implantes no

modelo de elementos finitos não ocorreu no modelo de análise fotoelástica. Isto aconteceu principalmente porque a mandíbula confeccionada em resina fotoelástica é constituída por um único corpo, diferente da mandíbula simulada no modelo 3, em que foi feita a diferenciação entre osso cortical e osso trabecular e, portanto, com dois módulos de elasticidade diferentes. Assim, a alta concentração de tensão no osso cortical quando comparado com o osso trabecular, ocorre devido ao seu alto módulo de elasticidade, que é 10 vezes maior que a do osso trabecular (Meijer et al., 1992; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009).

A comparação entre o modelo 3 - EFOIP, de elementos finitos com simulação de osso na mandíbula e, o modelo 1 - EFRIP, de elementos finitos em resina fotoelástica, apresenta os mesmos pontos que a discussão anterior, para o modelo 1 - AFIP, uma vez que as áreas de concentração de tensão na região apical e rebordo alveolar residual posterior foram semelhantes. Assim, a diferença entre o modelo 3 - EFOIP, de elementos finitos com simulação de osso na mandíbula e, o modelo 1 - EFRIP, de elementos finitos em resina fotoelástica, é a concentração de tensão na região cervical dos implantes, uma vez que a mandíbula do modelo 1- EFRIP, de elementos finitos em resina fotoelástica, é constituída por um único corpo, diferente da mandíbula simulada no modelo 3, em que foi feita a diferenciação entre osso cortical e osso trabecular.

Modelo 4 - EFOII: Modelo de elementos finitos em osso com implantes angulados e aplicação de carga de 0,1 MPa:

Figura 6.6 - EFOII: Modelo de elementos finitos em osso com implantes angulados e aplicação de carga de 0,1 MPa

O corpo de prova EFOII, da figura 6.6, mostra uma alta concentração de tensões no ápice e cervical dos implantes. Além disso, áreas de alta concentração de tensão ocorreram de forma não homogênea ao longo do rebordo residual alveolar. A concentração de tensão na região cervical do implante, na área de osso cortical, ocorre devido ao alto valor no módulo de

elasticidade (Módulo de Young) do implante que transmite as tensões para os tecidos adjacentes. Por sua vez, o osso cortical por apresentar um módulo de elasticidade maior que o osso trabecular, retém uma maior concentração de tensão (Meijer et al., 1992; Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009). A concentração na região posterior do rebordo alveolar residual tem a mesma justificativa explicada para os modelos fotoelásticos e de elementos finitos, anteriormente (Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009).

O modelo 4 - EFOII, de elementos finitos com simulação de osso na mandíbula e implantes angulados, quando comparado com o modelo 3 – EFOIP, de elementos finitos com simulação de osso na mandíbula e implantes paralelos, apresentou uma alta concentração de tensão na estrutura que simula o osso cortical. Isso ocorreu porque, com a angulação do implante em 10°, transformou a superfície de contato, do implante com o osso cortical, de uma circunferência para uma elipse, aumentando a área de contato do implante com o osso cortical. O aumento da área de contato do implante, no modelo com implantes angulados, fez com que aumentasse as tensões em osso cortical, apesar da tensão na região apical dos implantes estarem semelhante entre os modelos.

O modelo 4 – EFOII não apresentou semelhança na região de rebordo alveolar residual posterior com o modelo 2 – AFII, de análise fotoelástica de implantes inclinados e no modelo 2 – EFRII, de elementos finitos com mandíbula em resina e implantes inclinados, provavelmente devido a área de contato do implante com o osso cortical no modelo 4, que ocasionou um aumento na concentração de tensões nessa região, tensão essa quase ausente no modelo de análise fotoelástica e de elementos finitos com mandíbula em resina, já que esses dois últimos modelos apresentavam mandíbula constituída por um único elemento (Meijer et al., 1992; Menicucci et al., 1998; Chun et al., 2005; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009). Porém, ocorreu semelhança, entre esses modelos, na distribuição de tensão na região apical dos implantes (Thayer e Caputo, 1977; Harley e Caputo, 1980; Assunção et al., 2009; Barão et al., 2009; Prakash et al., 2009).

Modelo experimental de tensão, tais como os de análise fotoelástica, e modelo matemático, como os de elementos finitos, são amplamente utilizados em odontologia para avaliação de tensões, porém ambos os métodos apresentam limitações inerentes a cada um. Na análise fotoelástica, a resina utilizada para simulação da estrutura óssea apresenta diferenças em relação à isotropia e homogeneidade quando comparado a um osso real (Caputo, 1993). Da mesma forma, o método dos elementos finitos assume que todas as

estruturas são homogêneas, lineares e isotrópicas (Huang e Ledley, 1975; Farah e Craig 1973; van Zyl et al., 1995; Pan et al., 2000; Eser et al., 2009). Ambos os métodos consideram um contato perfeito entre implante e estrutura óssea, como se a osseointegração ocorresse da mesma forma, e 100%, ao longo de todo o corpo do implante (De Vree et al., 1983), também é desconsiderado o fato de que a osseointegração é, na realidade, um processo dinâmico (Tanino et al., 2007; Nagata et al 2009). Além disso, a análise tridimensional, tanto da análise fotoelástica quanto dos elementos finitos, é feita pelas imagens, que apresentam apenas duas dimensões, resultando assim, em outra limitação (Kenney e Richards, 1998).

As cargas simuladas foram aplicadas axialmente em ambos os métodos, como no trabalho de Luo et al., 2008. É de conhecimento que as forças mastigatórias ocorrem em vários sentidos e direções e, portanto, ocorre também obliquamente em relação ao plano oclusal, situação essa que não foi simulada neste estudo. Conseqüentemente, fica difícil reproduzir todos os detalhes do comportamento natural. Frente a todas essas limitações, os níveis e locais de tensões gerados mostram as diferenças, similaridade, vantagens e as desvantagens de se associar esses dois métodos para avaliação da distribuição de tensão em overdentures.

Conclusão

7 CONCLUSÕES

Frente às limitações desta pesquisa e de acordo com as metodologias empregadas, concluiu-se que:

7.1 As tensões se concentraram mais na região apical dos implantes que no rebordo residual no modelo fotoelástico com implantes paralelos;

7.2 As tensões se concentraram de forma mais intensa na região dos implantes e não são perceptíveis alterações no rebordo residual do modelo fotoelástico com os implantes inclinados;

7.3 As tensões ocorreram com maior intensidade na região dos implantes inclinados que na dos paralelos, nos modelos fotoelásticos.

7.4 As tensões ocorreram de forma semelhante nos modelos de implantes paralelos e inclinados de elementos finitos simulando resina fotoelástica, com maior intensidade na região dos implantes;

7.5 Quando comparados os modelos de análise fotoelástica e elementos finitos simulando mandíbula em resina, ambos com implantes paralelos, houve semelhança na distribuição de tensões;

7.6 Não houve semelhança no padrão de distribuição de tensão nos modelos de análise fotoelástica e elementos finitos com mandíbula em resina, quando ambos os modelos apresentavam implantes angulados;

7.7 Quando comparados os modelos de análise fotoelástica e elementos finitos com mandíbula em resina em relação aos modelos de elementos finitos com mandíbula em osso, não houve semelhança no padrão de distribuição de tensão.

7.8 A associação dos métodos de análise fotoelástica e elementos finitos são de grande valia para interpretar a biomecânica referente a esse tipo de prótese e sistema de retenção.

Referências

REFERÊNCIAS²

Assunção WG, Barão VA, Tabata LF, de Sousa EA, Gomes EA, Delben JA. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontology*. 2009;26(4):273-81.

Att W, Stappert C. Implant therapy to improve quality of life. *Quintessence Int* 2003;34(8):573-81.

Attard NJ, Laporte A, Locker D, Zarb GA. A prospective study on immediate loading of implants with mandibular Overdentures: patient-mediated and economic outcomes. *Int J Prosthodont*. 2006;19(1): 67-73.

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

Bai SZ, Zhao YM, Zou SQ, Li DC. Construction of three-dimensional finite element model of human edentulous maxilla and cranial skeleton. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 2005;40(6):515-7.

Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Mastigatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdenture: a prospective 5 year study. *Int J Prosthodont* 2002;15(6):575-81.

Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA.. *Comput Methods Programs Biomed*. 2008;92(2):213-23.

Barão VA, Assunção WG, Tabata LF, Delben JA, Gomes EA, de Sousa EA, et al. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J Craniofac Surg*. 2009;20(4):1066-71.

Bidez WM, Mish CE. Force transfer in implnt dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-73.

² De acordo com o Estilo Vancouver.

Bortoli Jr N. Análise fotoelástica de distribuição de tensões sobre overdentures e implantes, com o uso de barra clipe ou attachment bola. [tese]. São Paulo: Faculdade de Odontologia; Universidade de São Paulo 2004.

Botega DM, Mesquita MF, Henriques GEP, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of Overdenture attachment system. J Oral Rehab. 2004; 31: 884-9.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. Am J Orthod. 1975;67(1):1-10.

Bryant SR, Zarb AG. Crestal bone loss proximal to oral implants in older and younger adults. J Prosthet Dent. 2003;89(6):589-97.

Burns DR. The mandibular complete overdenture. Dent Clin North Am. 2004;48(3):603-23.

Campos Jr A, Passanezi E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. Estomatol Cult. 1986;16(1):20-5.

Caputo AA, Standlle JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago, Quintessence: 1987.

Caputo AA. Stress analysis. Apresentado no seminário de Biomateriais, Science Section. Abstracts. Los Angeles: UCLA School of Dentistry; 1993.

Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007;97:229-35.

Chiapasco M, Gatti C. Implant retained mandibular overdentures with immediate loading: 3-8 year prospective study on 328 implants. Clin Implants Dent Relat Res. 2003;5(1):29-40.

Chun HJ, Park DN, Hans CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distribution in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehab. 2005; 32: 193-205.

Clepper DP. Classification system for implant-supported overdenture. Implant Dent. 1999;8(1):68-73.

Covaciuc Y. Análise fotoelástica da distribuição de tensões sobre as estruturas de suporte de próteses totais, convencional e overdenture implantado-suportada retida por O'ring, contendo

diferentes tipos de dentes artificiais. [dissertação] Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2002.

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, da Silva Barra LP, Cruz S. Finite element stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):391-403.

Cune M, van Kampen F, van der Bilt, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant Overdenture: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont*. 2005;18(2): 99-105.

Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys*. 2008;30(2):218-25. Epub 2007 Mar 26.

Davidoff SR. Bar supported Overdenture. *Dent Today*. 1996;15(9): 46-9.

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

Degidi M, Piatelli A. Immediate functional and non-functional loading of dental implants: a 2-60 month follow up study of 646 titanium implants. *J Periodontol*. 2003;74(2):225-41.

Dudic A, Mericske-Stern R. Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-terms results. *Clin Implants Dent Relat Res*. 2002;4:212-9.

Emami E, Heydecke G, Rompré PH, de Grandmont P, Feine JS. Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Jun;20(6):533-44. Review.

Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009;24(3):439-46.

Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont*. 2004;13(4):214-20.

Farah JW, Craig RG. Finite element stress analysis of retored axisymmetric first molar. J Dent Res. 1973;53(4):859-66.

Federick DR, Caputo AA. Effects of Overdentures retention designs and implant orientation on load transfer characteristics. J Prosthet Dent 1996; 76(6): 624-31.

Fenton AH. The decade of overdentures: 1970-1980. J Prosthet Dent.1998;79(1):31-6.

Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. 2000;79(7):1519-24.

Freeman C, Brook I, Joshi R. Conventional and early loading of unsplinted ITI implants supporting mandibular overdentures. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2001 Sep-Dec;9(3-4):147-50.

Gatti C, Chiapasco M. Immediate loading of Branemark implants: a 24 month followup of a comparative prospective pilot study between mandibular overdentures supported by conical transmucosal and standard MKII implants. Clin Implants Dent Relat Res. 2002;4(4):190-9.

Geertman ME, Slagter MA, Vant't Hof MAJ. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular Overdentures. J Oral Rehab.1999; 26:7-13.

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. J Periodontal.1970;41(1):30-5.

Gomes F. Análise fotoelástica de dissipação de cargas oclusais através de overdentures mandibulares com barra dolder resiliente implanto retida. [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2005.

Gonini Jr A. Análise fotoelástica da tensão oclusal produzida por uma sobredentadura implanto-retida com base de material resiliente [Tese].São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2002.

Harley H, Caputo AA. Photoelastic stress analysis of Overdenture attachments. J Prosthet Dent 1980;43(6):611-7.

Heydecke G, Thomason JM, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Do mandibular implant overdentures and conventional complete dentures meet the expectations of edentulous patients? *Quintessence Int.* 2008;39(10):803-9.

Huang HK, Ledley RS. Three-dimensional image reconstruction from in vivo consecutive transverse axial sections. *Comput Biol Med.* 1975;5(3):165-70.

Hug S, Montokoudis D, Mericske-Stern R. Clinical evaluation of 3 Overdenture concepts with tooth roots and implants: 2 years results. *Int J Prosthodont.* 2006;19(3):236-43.

Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdenture: The influence of stud attachments on load transfer to the implant and the soft tissue. *Int J Prosthodont.* 1996;9(4):394-9.

Jabbari Y, Nagy WW, Iacopino AM. Implant dentistry for geriatric patients: a review of the literature. *Quintessence Int.* 2003;34(4):281-5.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained Overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998;80(5):559-564.

Karimi R, Arendt CS, Cawley P, Buhler AV, Elbarbry F, Roberts SC. Learning bridge: curricular integration of didactic and experiential education. *Am J Pharm Educ.* 2010;74(3):48.

Krennmair G, Fürhauser R, Krainhöfner M, Weinländer M, Piehslinger E. Clinical outcome and prosthodontic compensation of tilted interforaminal implants for mandibular overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005;20(6):923-9.

Lü YL, Rong QG, Lou HD, Dong J, Xu J. Stress distribution in alveolar bone around implants under implant supported overdenture with linear occlusion at lateral occlusion. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* Chinese. 2008;43(12):744-7.

Luo X, Ouyang G, Ma X. Three dimensional finite element analysis on the mandibular complete overdenture supported by nature roots or implants. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 1998;33(5):303-5.

Mac Entee MI, Walton JN, Glick N. A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant retained complete overdentures: three year results. *J Prosthet Dent.* 2005;93(1):28-37.

May D, Romanos GE. Immediate implant-supported mandibular overdentures retained by conical crowns: A new treatment concept. *Quintessence Int.* 2002;33(1):5-12.

Meijer HJA^A, Starmans FJM, Bosman F. A comparison of three finite element of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehab.* 1993; 20: 147-157.

Meijer HJA^B, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archs Oral Biol.* 1993;38(6):491-96.

Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. Location of implant in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil.* 1994;21(1):47-56.

Meijer HJA, Starmans FJM, Steens WHA, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil.* 1996;23:757-63.

Meijer HJA, Raghoobar GM, Hof MAV, Visser A. A controlled clinical trial of implant retained mandibular overdentures: 10 years results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15(4):421-7.

Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent.* 1992;68(1):96-102.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: A clinical trial of two anchorage system. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(6):851-6.

Mensor MC. Attachment fixation for Overdentures. Part I. *J Prosthet Dent.* 1977;37(4):366-73.

Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont.* 2006;19(5):507-12.

Mish CE. *Implantes dentários contemporâneos*: São Paulo:Editora Santos; 2000.

Morais JA, Heydecke G, Pawliuk J, Lund JP, Feine JS. The effects of mandibular two implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals. *J Dent Res.*2003;82(1):53-8.

Naert I, Gizani S, van Steenberghe D. Bone behavior around sleeping and non-sleeping implants retaining a mandibular hinging overdenture. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(2):149-54.

Naert I, Quirynen M, Hooghe M. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Brånemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. *J Prosthet Dent.* 1994;71(5):486-90.

Nagata K, Takahashi H, Ona M, Hosomi H, Wakabayashi N, Igarashi Y. Reinforcement effects of fiberglass on telescopic dentures using a three-dimensional finite element analysis and fracture test. *Dent Mater J.* 2009;28(5):649-56.

Nikolopoulou F, Tzortzopoulou E. Salivary pH in edentulous patients before and after wearing conventional dentures and implant overdentures: a clinical study. *Implant Dent.* 2007;16(4):397-403.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child.*1949; 16(4):24-8.

Ochiai TK, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-retained Overdenture design. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(5):421-7.

Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R. A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: the influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on periimplant parameters. *Int J Prosthodont.* 2001;14(6):536-42.

Ormianer Z, Garg AK, Palti A. Immediate loading of implants Overdentures using modified loading protocol. *Implant Dent.* 2006;15(1):35-40.

Özçelik TB, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: An in vitro study. *J Prosthodont.* 2007;16:107-16.

Pan S, Feng H, Yin Y. The influence of different root length on stress distribution in the bone around abutment root of telescopic overdenture. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2000;35(1):67-8.

Payne AG, Tawse-Smith A, Duncan WD, Kumara R. Long-term follow-up of implant-stabilised overdentures. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(6):603-9.

Payne AGT, Tawse-Smith A, Thompson WM, Kumara R. Early functional loading of unsplinted roughened surface implants with mandibular overdentures 2 weeks after surgery. *Clin Implants Dent and Related Res.* 2003;5(3):143-53.

Piagge CSLD. Análise fotoelástica do rebordo sob uma overdenture implantossuportada, associada à barra de estabilização, encaixe ERA e magneto [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia; 2002.

Pjetursson BE. Implant supported dentures and masticatory performance. *J Prosthet Dent.* 2007;98(6):470-7.

Porter AJ, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(5):651-662.

Prakash V, D'Souza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: a three dimensional finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2009;20(1):31-6.

Raghoobar GM, Meijer HJ, van 't Hof M, Stegenga B, Vissink A. A randomized prospective clinical trial on the effectiveness of three treatment modalities for patients with lower denture problems. A 10 year follow-up study on patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;32(5):498-503.

Raghoobar GM, Meijer HJA, Stegenga B, Van't Hof MA, Van Oort RP, Vissink A. Effectiveness of three treatment modalities for the edentulous mandible. A five-year randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11(3):195-201.

Rentsch-Kollar A, Huber S, Mericske-Stern R. Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *Int J Prosthodont.* 2010 Mar-Apr;23(2):91-8.

Rigdon TF. The removable implant Overdenture - "Why didn't someone tell me that?" *J Oral Implantol.* 1996;22(1):59-62.

Romeo E, Chiapasco M, Lazza A, Casentini P, Ghisolfi M, Iorio M, et al. Implant-retained mandibular overdentures with ITI implants – A comparison of 2 years results between delayed and immediate loading. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(5):495.

Rutkunas V, Mizutani H, Peciuliene V, Bendinskaite R, Linkevicius T. Maxillary complete denture outcome with two-implant supported mandibular overdentures. A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008;(6 Suppl):138-45.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage system and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained Overdenture. *J Prosthet Dent* 2000;84(3):327-335.

Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four implant overdenture cantilever design. *J Prosthet Dent.* 2004;92(4):328-36.

Shirata, OK. Análise fotoelástica das estruturas de suporte da overdenture implantossuportada com e sem magneto posterior e associada à barra-clipe anterior [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo: Faculdade de Odontologia; 2002.

Silva DP, Cazal C, de Almeida FC, Dias RB, Ballester RY. Photoelastic stress analysis surrounding implant-supported prosthesis and alveolar ridge on mandibular overdentures. *Int J Dent.* 2010;2010:780-670.

Spiekerman H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Ernstjürgen R. *Implantologia*. Porto Alegre: Artes Médicas; 2000.

Stephan G, Vidot F, Noharet R, Mariani P. Implant-retained mandibular overdentures: a comparative pilot study of immediate loading versus delayed loading after two years. *J Prosthet Dent.* 2007 Jun;97(6 Suppl):S138-45.

Striker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG. Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):868-72.

Tabata LF, Gonçalves Assunção W, Barão VA, Alves Gomes E, Aparecida Delben J, Capello de Sousa EA, et al. Comparison of single-standing or connected implants on stress distribution in bone of mandibular overdentures: a two-dimensional finite element analysis. *J Craniofac Surg.* 2010 May;21(3):696-702.

Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int J Prosthodont*. 2007;20(2):193-8.

Thayer HH, Caputo AA. Occlusal force transmission by Overdenture. *J Prosthet Dent* 1977; 41(3): 266-271.

Thayer HH, Caputo AA. Occlusal force transmission by overdenture attachments. *J Prosthet Dent*. 1979 Mar;41(3):266-71.

Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JI, van Wars MA. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant retained Overdenture. *J Dent Res*. 2004;83(8):630-633.

Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H. Attachment systems for implantretained overdentures: a literature review. *Implant Dent*.2006;15:24-34.

van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. Three-dimensional finite element model of a human mandibular incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*.1995;10:51-7.

Walton JN, Macentee MI, Glick N. One-year prosthetic outcomes with implants *Overdentures*; a randomized clinical trial. *Int J Oral maxillofac Implants*. 2002;17(3):391-8.

Weigl P. Implant prosthodontics: what next? *Quintessence Int*.2003;34(9):653-69.

Zani SR, Rivaldo EG, Frasca LC, Caye LF. Oral health impact profile and prosthetic condition in edentulous patients rehabilitated with implant-supported overdentures and fixed prostheses. *J Oral Sci*.2009;51(4):535-43.