JOSÉ EDUARDO CHORRES RODRÍGUEZ

**ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DAS TENSÕES ATRAVÉS DE
PRÓTESE FIXA IMPLANTO-SUPORTADA E DENTO-IMPLANTO-
SUPORTADA EM HEMI-MANDÍBULAS FRESCAS DE *CANIS
FAMILIARIS* MEDIANTE O MÉTODO DE INTERFEROMETRIA
HOLOGRÁFICA DE DUPLA EXPOSIÇÃO**

São Paulo

2005

José Eduardo Chorres Rodriguez

**Análise da distribuição das tensões através de prótese fixa
implanto-suportada e dento-implanto-suportada em hemi-
mandíbulas de *canis familiaris* mediante o método de
interferometria holográfica de dupla exposição**

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Tomie Nakakuki
de Campos

São Paulo

2005

FOLHA DE APROVAÇÃO

Rodríguez JEC. Análise da distribuição das tensões através de prótese fixa implanto-suportada e dento-implanto-suportada em hemi-mandíbulas de *canis familiaris* mediante o método de interferometria holográfica de dupla exposição [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

São Paulo, / /2005

Banca Examinadora

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha querida família, a meus avôs: Baltazar e Eufemia (que Deus os tenha a seu lado), a minha querida mãe Josefina, minhas tias: Victoria, Jovita, Hilda, a meus tios: Mario e Carlos, a meu irmão Victor e para minha segunda mãe Ana, pela dedicação, apoio e amor constantes durante toda minha vida, por que eles são exemplos de vida e superação, incentivando-me em todos os momentos, viabilizando essa conquista, que não é só minha, é nossa.

À Arlete, com amor e carinho, pela presença marcante na minha vida, a quem devo a maioria das vitórias conquistadas no plano profissional e pessoal, obrigado por partilhar comigo o meu dia a dia

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Ney Soares de Araújo**, diretor da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, pela atual administração.

Ao Prof. Dr. **Carlos Gil**, chefe do departamento de Prótese Dentária.

À Prof^a Dr^a **Maria Cecília Milluzi Yamada**.

A todos os **Professores do Curso de Pós Graduação da Área de Prótese Dentária**, pela amizade e ajuda constante, pelo exemplo de profissionalismo e dedicação, que facilitaram sobremaneira a execução deste trabalho.

À minha orientadora, Prof^a. Dr^a **Tomie Nakakuki de Campos**, pela amizade, incentivo na minha vida profissional e constante ajuda para orientar e possibilitar a conclusão deste trabalho.

Em especial para meu amigo o Prof. Dr. **Matsuyoshi Mori**, pela criatividade e ensinamentos passados durante minha estadia no Departamento de Prótese Dentária, em especial por ter inculcado o principio do trabalho multidisciplinar dentro da odontologia.

À empresa **NEODENT® (Curitiba-Brasil)** pela doação dos implantes e empréstimo do material cirúrgico que foi usado. Muito obrigado.

A minha amiga **Carla Uono**, companheira de jornada, pela amizade, ajuda e sobre tudo convívio que permitiu um ambiente cordial para a realização deste trabalho, muito obrigado por tudo.

Ao meu amigo **Luis Batista**, pós graduando do Instituto de Física da Universidade de São Paulo, pela amizade e grande ajuda na realização dos testes holográficos.

Ao Prof. Dr. **Mikiya Muramatsu**, Chefe do Laboratório de Óptica do Instituto de Física da USP, pelo alto espírito científico que sempre nos brindou.

Ao Prof. Dr. **Marco Antonio Gioso**, responsável pelo Laboratório de Odontologia Comparada (LOC) do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da USP, pela amizade e colaboração irrestrita dentro do campo da odontologia veterinária.

A todos os **estagiários e pós graduandos do LOC**, pela ajuda incondicional sempre oferecida, em especial para **Leon, Ferro, Jonathan e Leslie** amigos nesta grande jornada.

A todos os **funcionários do LOC** e da **FMVZ da USP** que colaboraram neste trabalho.

A todos os funcionários do **Laboratório de Prótese dentária Alianza**, em especial para o Julho e o Heber, pela confecção das peças protéticas desta pesquisa. Muito obrigado.

Ao Prof. Dr. **David Loza Fernandez**, vice-reitor acadêmico da Universidade Peruana Cayetano Heredia, pelo esforço e dedicação que propiciaram as condições necessárias ao desenvolvimento de meus estudos, unidos à grande amizade por nós alunos.

Ao Prof. Dr. **Walter Millares Albinagorta**, Profesor Principal do Departamento de Clínica Estomatológica da Faculdade de Estomatologia da Universidade Peruana Cayetano Heredia, pela ajuda e amizade constantes, que me permitiram iniciar minha vida docente universitária.

Ao Prof. Dr. **César Mamani Cancino**, docente da área de oclusão da Faculdade de Estomatologia da Universidade Peruana Cayetano Heredia, que sempre teve disposição para ajudar-me, resolver minhas dúvidas e deu-me o incentivo para iniciar meus estudos na Universidade de São Paulo.

Ao Prof. Dr. **Antonio Díaz Saravia**, Professor Principal da Faculdade de Estomatologia da Universidade Peruana Cayetano Heredia, pela dedicação e apoio constantes que permitiram iniciar esta árdua jornada.

À Prof^a Dr^a **Maria Luiza M.A. Frigério**, pela amizade e grande ajuda oferecida durante minha estadia no Departamento de Prótese Dentária.

Ao **Juvêncio** e **Alexandre** pós-graduandos do Instituto de Matemática e Estatística da USP, pela ajuda na elaboração da parte estatística deste trabalho, muito obrigado.

À minha amiga **Elena Santiago da Silva e família**, pela amizade e ajuda constante que permitiu minha chegada ao Brasil.

De maneira muito especial ao meu grande amigo, **Flávio Augusto Pereira Gomes**, que além da disposição constante em transmitir seus conhecimentos, nunca esqueceu a alegria e a cordialidade, fundamental ao convívio diário.

A meu amigo **José Rogério Vieira de Almeida**, pela amizade e grande ajuda incondicional durante todos os anos de convívio acadêmico no Departamento de Prótese Dentária.

A todos **meus companheiros da turma 98 e turma 2001**, pela amizade.

Aos **funcionários do Laboratório do Departamento de Prótese Dentária** da FOU SP, pela colaboração e pelo carinho, exemplos de boa vontade e dedicação constante.

Às secretarias do Departamento de Prótese Dentária, **Sandra, Regina, Valdinéia** e **Cora** e da seção de Pós Graduação, **Cátia** e **Nair** meus sinceros agradecimentos.

Aos **funcionários da FOU SP**, pela colaboração e pelo carinho.

À **COSEAS** da Universidade de São Paulo, pela moradia que facilito enormemente minhas atividades nesta universidade.

À **FAPESP** (Projeto: 03/03827-1) pelo auxílio à pesquisa que permitiu a realização deste trabalho.

A **CAPES** pela bolsa de Doutorado que permitiu a realização e conclusão desta pesquisa.

A todos aqueles que, de alguma forma, colaboraram para a execução deste trabalho.

A minha sincera gradidão.

Rodríguez JEC. Análise da distribuição das tensões através de prótese fixa implanto-suportada e dento-implanto-suportada em hemi-mandíbulas de *canis familiaris* mediante o método de interferometria holográfica de dupla exposição [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

RESUMO

Este estudo objetivou pesquisar a distribuição das tensões através de próteses fixas implanto-suportadas e dento-implanto-suportadas em hemi-mandíbulas de *canis familiaris* mediante o método de interferometria holográfica de dupla exposição. Três cães foram selecionados e colocados três implantes em cada um deles (hemi-mandíbula direita: um implante e na hemi-mandíbula esquerda: dois implantes). Após a espera de dois meses, os dois tipos de próteses foram fixados sobre os implantes e os animais sacrificados. A seguir, as hemi-mandíbulas foram extraídas e fixadas no dispositivo especialmente desenhado para tal fim (CAMPOS, 2001). Todo o sistema foi colocado sobre uma mesa holográfica e carga estática foi aplicada sobre três posições previamente estabelecidas nas próteses (sobre o pilar anterior, ponto médio da barra e pilar posterior). 18 hologramas foram obtidos mediante a técnica holográfica. A análise dos hologramas revelou que de forma geral, as hemi-mandíbulas com próteses dento-implanto-suportadas sofreram maior tensão quando comparadas com as hemi-mandíbulas com próteses implanto-suportadas. Em relação às próteses, as implanto-suportadas foram aquelas que melhor distribuíram os esforços quando comparadas com as dento-implanto-suportadas.

Palavras-Chave: holografia – união dente-implante – biomecânica – distribuição de estresse – interferometria – prótese dentária

Rodríguez JEC. Stress analysis of tooth-implant and implant supported prosthesis in dog mandibles. Holographic interferometry double exposition method [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the stress distribution of tooth-implant and implant supported prosthesis in dog mandibles by means of holographic interferometry double exposition method. Three mongrel dogs were selected and three osseointegrated implants were placed (right hemi-mandible: one implant and in the left hemi-mandible: two implants). After two months, both prostheses were fixed on the implants and the animals were sacrificed. The hemi-mandibles were fixed in a special device (CAMPOS, 2001) and placed on the holographic table. A static load was applied on three different positions on the prosthesis (anterior abutment, midpoint of the bar and posterior abutment) and eighteen holograms were obtained. The hologram analysis revealed that the hemi-mandibles with tooth-implant prosthesis transmitted more tension than the hemi-mandibles with implant supported prosthesis. In addition to, an equal distribution of stress was observed in the implant supported prosthesis when compared with the tooth-implant prosthesis.

Key-words: holography; tooth-implant prosthesis; biomechanics; stress distribution; interferometry; dental prosthesis

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Hemi-secção das estruturas dentárias para posterior exodontia	68
Figura 4.2 - a) Guia cirúrgico posicionado delimitando a região para colocação do implante de titânio; b) implante posicionado	70
Figura 4.3 - Dente sendo preparado	70
Figura 4.4 - a) Montador e implante (seta) posicionado na região correspondente ao 2º pré-molar e guia cirúrgico em posição indicando a zona de colocação do 2º implante de titânio; b) ambos implantes posicionados ao nível da crista óssea	71
Figura 4.5 - a) “Transfers” em posição sobre os implantes; b) moldagem sendo realizada	72
Figura 4.6 - a) “Transfer” e análogo (seta); b) ambos posicionados no molde.....	73
Figura 4.7 - a) Prótese fixa dento-implanto-suportada; b) prótese fixa implanto-suportada	74
Figura 4.8 - a) Em destaque: parafuso sendo colocado de forma alternada e b) observação do assentamento passivo no extremo oposto	75
Figura 4.9 - a) Em destaque: parafuso sendo colocado de forma alternada e b) observação do assentamento passivo no extremo oposto.	75
Figura 4.10-a) Dispositivos especiais para fixação da hemi-mandíbula e aplicação de carga. Instituto de Física – USP (Campos 2001).	77
Figura 4.11 -Arranjo holográfico. FO (feixe objeto), FR (feixe referência).....	80

Figura 4.12-Hemi-mandibula: lado esquerdo. Aplicação de carga na zona anterior.	81
Figura 4.13-Hemi-mandibula: lado esquerdo. Aplicação de carga na zona média ...	81
Figura 4.14-Hemi-mandibula: lado esquerdo. Aplicação de carga na zona posterior	81
Figura 4.15-Hemi-mandibula: lado direito. Aplicação de carga na zona anterior	81
Figura 4.16-Hemi-mandibula: lado direito. Aplicação de carga na zona média	81
Figura 4.17-Hemi-mandibula: lado direito. Aplicação de carga na zona posterior	81
Figura 4.18-Diagrama esquemático do deslocamento $\underline{d}$, dos ângulos (θ_i , θ_o e γ), do vetor deslocamento e do vetor sensibilidade	87
Figura 4.19-Box-Plot para o número de franjas.....	90
Figura 5.1 - Desenho representando as franjas observadas na prótese implanto-suportada para todas as condições de aplicação de carga	98
Figura 5.2 - Desenho representando as franjas observadas na prótese dento-implanto-suportada para todas as condições de aplicação de carga	98
Figura 5.3 - Imagem do holograma C1DA. A seta indica as franjas na prótese	99
Figura 5.4 - Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1DA.....	99
Figura 5.5 - Imagem do holograma C1DM. A seta indica as franjas na prótese	100
Figura 5.6 - Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1DM..	100
Figura 5.7 - Imagem do holograma C1DP. A seta indica as franjas na prótese	101

Figura 5.8 - Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1DP... 101

Figura 5.9 - Imagem do holograma C1EA. A seta indica as franjas na prótese102

Figura 5.10-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1EA... 102

Figura 5.11-Imagem do holograma C1EM. A seta indica as franjas na prótese.103

Figura 5.12-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1EM. .103

Figura 5.13-Imagem do holograma C1EP. A seta indica as franjas na prótese104

Figura 5.14-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1EP...104

Figura 5.15-Imagem do holograma C2DA. A seta indica as franjas na prótese105

Figura 5.16-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C2DA... 105

Figura 5.17-Imagem do holograma C2DM. A seta indica as franjas na prótese106

Figura 5.18-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C2DM ..106

Figura 5.19-Imagem do holograma C2DP. A seta indica as franjas na prótese107

Figura 5.20-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C2DP... 107

Figura 5.21-Imagem do holograma C2EA. A seta indica as franjas na prótese108

Figura 5.22-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C2EA... 108

Figura 5.23-Imagem do holograma C2EM. A seta indica as franjas na prótese109

Figura 5.24-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C2EM ..	109
Figura 5.25-Imagem do holograma C2EP. A seta indica as franjas na prótese	110
Figura 5.26-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C2EP...	110
Figura 5.27-Imagem do holograma C3DA. A seta indica as franjas na prótese	111
Figura 5.28-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C3DA...	111
Figura 5.29-Imagem do holograma C3DM. A seta indica as franjas na prótese	112
Figura 5.30-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C3DM..	112
Figura 5.31-Imagem do holograma C3DP. A seta indica as franjas na prótese	113
Figura 5.32-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C3DP...	113
Figura 5.33-Imagem do holograma C3EA. A seta indica as franjas na prótese	114
Figura 5.34-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C3EA...	114
Figura 5.35-Imagem do holograma C3EM. A seta indica as franjas na prótese	115
Figura 5.36-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C3EM ..	115
Figura 5.37-Imagem do holograma C3EP. A seta indica as franjas na prótese	116
Figura 5.38-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C3EP...	116

LISTA DE QUADROS

Quadro 2.1 - Trabalhos mais relevantes sobre união dente-implante publicados no período de 1990-2005	32
Quadro 4.1 - Dados dos animais de experimentação	67
Quadro 4.2 - Figuras representando a aplicação de carga em diferentes posições..	81
Quadro 4.3 - Descrição dos hologramas obtidos para as condições do estudo	82

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Número de franjas segundo aplicação da força em cada hemi-mandíbula	90
Tabela 4.2 - Medidas descritivas do número de franjas para os animais de experimentação.....	91
Tabela 4.3 - Medidas descritivas do número de franjas por local.....	92
Tabela 4.4 - Medidas descritivas do número de franjas com relação às hemi-mandíbulas para os três cães	93
Tabela 4.5 - Medidas descritivas do número de franjas por local nos três cães	93
Tabela 4.6 - Estimativas dos parâmetros	95
Tabela 4.7 - Análise de desvio	95

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

C1EA cão 1 – lado esquerdo - anterior

C2EM cão 2 – lado esquerdo – médio

C3DP cão 3 – lado direito - posterior

CCD charge couple device

d dente natural

FO feixe objeto

FR feixe referência

g gramas

i implante

Kg quilogramas

KWA quilowats

LASER Amplificação da luz por emissão estimulada de radiação

mm milímetro

mWa miliwatts

µm micrometros

ml mililitro

ml milisegundos

N Newtons

nm nanômetro

PPF prótese parcial fixa

PPR prótese parcial removível

PPFDIS prótese parcial fixa dento-implanto-suportada

PPFIS prótese parcial fixa implanto-suportada

pu prótese unitária

pm prótese múltipla

rpm revoluções por minuto

SUMÁRIO

p.

1 INTRODUÇÃO	24
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	29
2.1 Implantes osseointegrados – união dente-implante	29
2.2 Holografia na odontologia	52
2.3 Prótese dentária	53
2.4 Oclusão	56
2.5 Materiais de moldagem.....	57
2.6 Ortodontia	58
2.7 Odontologia forense	60
2.8 Biomecânica óssea	61
2.9 Implantodontia.....	64
3 PROPOSIÇÃO	65
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	66
4.1 Procedimentos	66
4.1.1 Planejamento da cirurgia para colocação dos implantes de titânio	67
4.1.2 Avulsões dentárias	68
4.1.3 Cirurgia para colocação dos implantes de titânio	69
4.1.4 Moldagem de transferência	71
4.1.5 Confeção do modelo de trabalho.....	73

4.1.6 Prova das próteses fixas no modelo de trabalho.....	74
4.1.7 Prova das próteses fixas nos animais de experimentação.....	75
4.1.8 Obtenção das hemi-mandíbulas.....	76
4.1.9 Dispositivos para fixação das hemi-mandíbulas.....	77
4.1.10 Obtenção dos hologramas	78
4.1.11 Obtenção das imagens.....	79
4.1.12 Aplicação de carga nas hemi-mandíbulas.....	80
4.1.13 Identificação de cada holograma.....	82
4.1.14 Análise das imagens	82
4.1.15 Análise qualitativa	85
4.1.16 Análise quantitativa	86
4.1.17 Análise estatística	88
4.1.18 Análise descritiva	89
4.1.19 Análise inferencial	94
5 RESULTADOS.....	97
5.1 Análise do padrão de franjas	97
5.1.1 Animal 1	117
5.1.2 Animal 2	118
5.1.3 Animal 3	118
6 DISCUSSÃO	120
7 CONCLUSÃO	130
REFERÊNCIAS	131
APÊNDICES	145

ANEXOS	153
---------------------	------------

1 INTRODUÇÃO

Embora os implantes osseointegrados sejam aceitos como um dos melhores tratamentos para a reabilitação do edentulismo parcial (BECKER; KAISER; JONES, 2000; BRANEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985), a possibilidade de unir implantes a dentes naturais continua sendo discutível (GROSS; LAUFER, 1997; LAUFER; GROSS, 1998; LIN; WHANG, 2003). No entanto, a união dente-implante pode ser uma opção viável em algumas situações clínicas específicas (CLEPPER, 1997).

Quando isto acontece, o problema biomecânico deste duplo sistema de suporte decorre das diferenças de mobilidade entre o implante osseointegrado e o dente natural.

O grau de mobilidade do ligamento periodontal de um dente sadio, quando comparado a um implante osseointegrado, pode ser de 5 a 20 vezes maior (NYMAN; LANG, 1994). Quando a carga é aplicada sobre o pilar dentário, a prótese dento-implanto-suportada atua como um cantiléver, resultando num momento de força maior sobre o implante. Um conjunto de problemas tais como: intrusão dental, perda da osseointegração, perda dos parafusos de fixação e fratura da prótese, podem ser observados, como resultado de alterações tanto na engenharia da prótese, assim como nas funções biológicas dos elementos de suporte (BECKER; KAISER; JONES, 2000; GROSS; LAUFER, 1997; LAUFER; GROSS, 1998).

Contudo, alguns pesquisadores têm advogado o uso de conectores rígidos entre implantes e dentes naturais, uma vez que a prótese e o implante possuem uma flexibilidade inerente para equiparar diferentes graus de mobilidade (GROSS; LAUFER, 1997; MENICUCCI et al., 2002; NAERT et al., 1992; TANGERUD; GRONNINGSATER; TAYLOR, 2002).

Apesar do reconhecimento de que o fenômeno biomecânico é o fator mais influente no sucesso da prótese dento-implanto-suportada (LIN; WANG, 2003; MONTEITH, 1993; SKALAK, 1983; TANGERUD; GRONNINGSATER; TAYLOR, 2002), os fundamentos mecânicos ainda são incertos, especialmente quando diferentes conectores são acoplados neste complexo sistema. As forças oclusais são usualmente os maiores fatores que afetam diretamente a transferência de carga e distribuição do estresse. Infelizmente, não há pesquisa suficiente, que norteie a compreensão da relação entre as forças oclusais e os diferentes conectores usados.

Pesquisas laboratoriais e clínicas têm apontado que não existe suficiente informação para determinar a biomecânica envolvida no sistema dente-implante.

Sendo assim, o entendimento da distribuição das tensões sobre a infra-estrutura protética e sobre o tecido de suporte ósseo é de vital importância para compreender a influência dos fenômenos físicos nas respostas biológicas.

Atualmente, os métodos mais usados para pesquisar a distribuição das tensões nas estruturas anatômicas são: elemento finito, fotoelasticidade e célula de carga.

O método do elemento finito permite avaliar a transmissão das tensões tanto externas como internas nos corpos, embora o objeto de estudo seja um

modelo matemático, que tenta simular uma condição real *in vivo*. No caso específico da simulação de estruturas ósseas, existem limitações devido as suas propriedades mecânicas (como o módulo de elasticidade de Young), que além de difícil determinação, variam de indivíduo para indivíduo. De fato, estas propriedades variam num fator de 10 dentro de uma mesma mandíbula, diferentemente de estruturas inertes (MC NEILL, 2000). Erros deste tipo limitam a capacidade de interpretar os dados e transportá-los diretamente às condições *in vivo*.

O método da fotoelasticidade usa um modelo que reproduz, em resina fotoelástica translúcida, uma peça anatômica, que permite observar durante a aplicação da carga a concentração e a intensidade das tensões. Sabe-se que cada estrutura do sistema estomatognático apresenta características peculiares e que ainda varia de um indivíduo para outro. Dessa forma, o modelo em resina com características homogêneas, não é capaz de simular a diversidade tecidual presente *in vivo*.

Já o método com célula de carga permite quantificar as tensões no próprio objeto de estudo, porém, com a desvantagem da medição da tensão ocorrer no mesmo local onde esta foi aplicada. Como as estruturas ósseas, apresentam diversas formas e densidades, a medição pontual, isolada, fornecida pela célula de carga não pode representar a distribuição das tensões sobre toda estrutura.

Outro método tem sido descrito na literatura e conhecido como “Método da Interferometria Holográfica”. A técnica holográfica inventada por Dennis Gabor, é baseada no processo de gravação e projeção de imagens, o qual permite a reconstrução de uma cena em três dimensões (GABOR; HARIHARAN, 1983).

Uma aplicação da holografia, conhecida como técnica holográfica de dupla exposição permite a observação e registro das alterações dimensionais quando estas ocorrem.

Partindo-se do princípio de que toda tensão causa uma deformação sobre a superfície aplicada, o trajeto dessas deformações indicará o caminho percorrido pelas tensões. O método da interferometria holográfica é extremamente sensível, capaz de detectar deformações ínfimas, da ordem de nanômetros.

Para este processo é realizado um holograma inicial (referencial), obtido através da incidência da luz laser sobre o objeto em estudo, cuja imagem é registrada no filme holográfico. Posteriormente, uma carga é aplicada sobre o objeto e a nova imagem obtida é sobreposta no mesmo filme holográfico. Após a revelação, o filme holográfico, recebe a incidência do feixe de laser e assim gera-se a imagem tridimensional do objeto (holograma) com um padrão de franjas que mostra o deslocamento do corpo devido à ação da carga usada. Simultaneamente, uma câmera CCD (charge couple device) capta a imagem do objeto, através do holograma de referência. A imagem pode ser monitorada numa tela de vídeo e registrado, em fita. Esta informação registrada na fita pode ser convertida do analógico para o digital, para que possa ser armazenada no computador, o qual permite realizar dois tipos de avaliações: a primeira qualitativa, mediante a contagem e observação do padrão de distribuição de franjas sobre o objeto estudado e a segunda quantitativa mediante a determinação do deslocamento ocorrido na superfície do objeto. O objetivo do sistema é conseguir mensurações precisas da localização, direção e magnitude das tensões transmitidas na estrutura estudada.

Tendo em vista que ainda existem controvérsias frente ao uso das reabilitações dento-implanto-suportadas pretende-se através deste estudo analisar a distribuição das tensões sobre as próteses dentárias e o tecido ósseo, mediante o uso do método da interferometria holográfica de dupla exposição.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Visando a um melhor entendimento em razão de abrangência do assunto, a revisão da literatura está subdividida em tópicos.

2.1 Implantes osseointegrados - união dente-implante

Os implantes osseointegrados surgiram originalmente para reabilitar pacientes edêntulos, como protocolava Branemark et al. (1977), mas logo passaram a fazer parte dos planejamentos de PPFs (próteses parciais fixas) de muitos clínicos que, baseados no empirismo, começaram a unir implantes a dentes naturais. Dessa forma, passou a existir três tipos de PPFs: dento-suportadas, implanto-suportadas e dento-implanto-suportadas (GUNNE et al., 1999).

A conexão dente-implante foi reportada pela primeira vez por Ericsson et al. (1986) e desde então é muito discutida em função das diferenças de mobilidade e de absorção e distribuição das cargas mastigatórias entre os dois tipos de pilares (ASTRAND et al., 1991). Dentes com saúde periodontal têm mobilidade de 50 a 200µm, enquanto implantes osseointegrados possuem um deslocamento funcional de 10µm (COHEN; ORENSTEIN, 1994; HOSNY et al., 2000). Em relação à

distribuição e absorção de cargas oclusais, o dente utiliza-se do periodonto, enquanto o implante, da resiliência do conjunto formado pelo próprio implante, tais como: o intermediário, cilindro de ouro, parafuso(s) de fixação, e ainda da resiliência óssea ao redor do implante (RANGERT; TORSEN; JORNEUS, 1989). Estas diferenças teoricamente levariam à presença de um sistema complexo, quando o dente está situado entre os implantes, ou de cantiléver, quando o dente pilar se localiza na extremidade da prótese (CAVICCHIA; BRAVI, 1994; COHEN; ORENSTEIN, 1994; MCGLUMPHY; CAMPAGNI; PETERSON, 1989; NAERT et al., 1992; RANGERT; GUNNE; SULLIVAN, 1991). Este provocaria uma flexão sobre os componentes dos implantes que, se muito acentuada, causaria abertura em suas junções e futuras falhas protéticas.

Contudo, cálculos de cargas verticais em modelo mecânico experimental mostraram igual distribuição de forças entre dentes e implantes, mesmo sem considerar a resiliência óssea, fator muito importante para a flexibilidade total da prótese (RANGERT; GUNNE; SULLIVAN, 1991).

Como descrito anteriormente o sistema dente-implante apresenta uma alta complexidade biomecânica, por isso sua indicação deve obedecer a certos fatores.

Os fatores que indicam a união dente-implante são:

1) Melhorar a estabilidade da PPF quando:

- Limitações econômicas ou anatômicas (seio maxilar, canal mandibular, forame mentoniano, falta de altura e qualidade óssea) impossibilitam a colocação dos implantes em número, comprimento ou posições adequadas;
- Há falta na osseointegração de determinado(s) implante(s);

2) Estabilização de dentes com mobilidade; nesses casos recomenda-se o uso de mais de um implante, para reduzir o estresse mecânico sobre a porção implanto-suportada da prótese (RANGERT; GUNNE; SULLIVAN, 1991).

Um dos grandes problemas, e a principal causa do desencorajamento da união dente-implante, é o fenômeno da intrusão dentária (SCHLUMBERGER; BOWLEY; MAZE, 1998), que pode ocorrer quando há afrouxamento e quebra da linha de cimento de coroas cimentadas sobre dente (ERICSSON et al., 1986; FUGAZZOTO et al., 1999; LINDH et al., 2001).

Dentre as formas de diagnóstico desse fenômeno estão: falta de adaptação precisa dos conectores não rígidos, quebra da linha de cimento nos dentes naturais, mudança do plano oclusal do dente (GARCIA; OESTERLE, 1998).

A seguir, a relação de trabalhos mais relevantes publicados no período de 1990 a 2005, sobre a união dente-implante. Onde d (dente natural), i (implante), PPFIS (prótese parcial fixa implanto-suportada), PPFDIS (prótese parcial fixa dento-implanto-suportada), pu (prótese unitária) e pm (prótese múltipla).

AUTOR	MODELO	PILARES	CONECTOR	REGIÃO	RESULTADO
Block et al. (2002)	clínico-prospectivo (5 anos)	1d-1i	rígidos e semi-rígidos	posterior	alto índice de intrusão dentária
Kindberg, Gunne e Kronstrom (2001)	clínico-prospectivo (8 anos)	1d-1i arco completo	rígido	—	a conexão rígida mostra bons resultados
Naert et al. (2001a)	clínico-prospectivo (15 anos)	diversos	rígido e semi-rígidos	Diversas	maior perda óssea peri-implantar usando conectores rígidos
Naert et al. (2001a)	clínico-prospectivo (15 anos)	diversos	rígido e semi-rígidos	Diversas	a PPFDIS apresenta complicações, por isso a PPFIS deve ser a primeira escolha
Hosny et al. (2000)	clínico-prospectivo (14 anos)	diversos	rígido e semi-rígidos	Diversas	a PPFDIS não afeta o sucesso do tratamento quando comparado com as PPFIS
Becker, Kaiser e Jones (2000)	teórico	arco cruzado	rígidos e semi-rígidos	arco completo	são mostradas diversas opções de tratamento reabilitador
Pesun et al. (1999)	modelo animal (6, 12, 18, 24 meses)	2i-1d	rígidos	posterior	diferenças não significantes nos tecidos de suporte do dente pilar da PPFDIS quando comparado ao dente controle
Fugazzoto et al. (1999)	clínico-prospectivo (3-14 anos)	vários	rígidos	Vários	todos os problemas foram associados à perda dos parafusos de retenção e nomeia à união dente-implante como de amplo sucesso quando bem indicada
Akagawa et al., (1998)	modelo animal	PPFIS (pu) PPFIS (pm) PPFDIS (1i-1d)	rígidos	posterior	não houve diferenças significantes nos tecidos peri-implantares entre os tipos de próteses

continua

Quadro 2.1-Trabalhos mais relevantes sobre a união dente-implante publicados no período de 1990-2005

continuação

AUTOR	MODELO	PILARES	CONECTOR	REGIÃO	RESULTADO
Schlumberger, Bowley e Maze (1998)	revisão da literatura	vários	rígidos e semi-rígidos	Vários	a primeira escolha deve ser a PPFIS, quando usada a PPFDIS mecanismos especiais devem ser incorporados para evitar a intrusão dentária
Laufer e Gross (1998)	revisão da literatura	vários	rígidos e semi-rígidos	vários	os estudos mostram incremento de estresse na área peri-implantar, deve preferir-se a união com conectores rígidos
Gross e Laufer (1997)	revisão da literatura	vários	rígidos e semi-rígidos	vários	a união dente-implante deve ser indicada com cuidado, o uso de conectores semi-rígidos pode causar intrusão dentária
Gunne et al. (1997)	clínico	1d-1i (PPFDIS) 1i-1i (PPFIS)	rígidos	posterior	a distribuição da carga entre os suportes de ambas próteses foram mais influenciadas pela geometria da prótese
Sheets e Earthman (1997)	revisão da literatura	vários	rígidos	anterior	a PPFDIS deve ser evitada, novas técnicas devem ser pesquisadas
Lindh, Gunne e Danielsson (1997)	clínico-prospectivo (3 anos)	1d-1i	rígida e semi-rígida	posterior	melhor resultado a conexão rígida
Chee e Cho (1997)	revisão da literatura	vários	vários	vários	bom planejamento, desenho adequado da prótese é importante

continua

Quadro 2.1-Trabalhos mais relevantes sobre a união dente-implante publicados no período de 1990-2005

conclusão

AUTOR	MODELO	PILARES	CONECTOR	REGIÃO	RESULTADO
Biancu, Ericsson e Lindhe (1995)	modelo animal (12 meses)	1d-2i (PPFDIS)	rígidos	posterior	a união dente-implante causou alterações qualitativas e quantitativas do ligamento periodontal do dente de suporte
Olsson et al. (1995)	clínico-prospectivo (5 anos)	PPFIS PPFDIS	rígida	posterior	Não existem riscos de fracasso das PPFDIS quando comparadas com as PPFIS
Rieder e Parel (1993)	clínico	vários	rígidos e semi-rígidos	Posterior	O fenômeno de intrusão dentária é multifatorial e cuidados devem ser tomados na decisão de unir dentes a implantes

Quadro 1-Trabalhos mais relevantes sobre a união dente-implante publicados no período de 1990-2005

Devido à complexidade do sistema dente-implante e para melhorar entendimento neste assunto, acreditamos ser de grande valia, descrever inicialmente alguns conceitos fundamentais em bioengenharia em relação às próteses dento-implanto-suportadas e implanto-suportadas.

Quando avaliamos o comportamento de uma prótese dento-implanto-suportada, observamos uma semelhança com um tipo de máquina simples denominado alavanca, constituída por uma barra reta ou curva, apoiada a um eixo, em torno do qual pode girar (OLIVEIRA, 1997). Este sistema é análogo à prótese tipo cantiléver (dento-implanto-suportada) e obedece ao tipo de alavanca conhecida como inter-resistente (2^a classe), onde existe um ponto de apoio (fulcro) e um extremo livre.

Quando uma força atua na extremidade livre, a força de reação, assim como o momento, ficam concentrados na extremidade fixa, sendo esta em grande parte suportada pelo implante (OLIVEIRA, 1997).

No caso de uma prótese implanto-suportada, esta é considerada como uma viga fixada nos dois extremos. Porém quando a incidência de carga vertical na zona média da ponte, esta é distribuída uniformemente para ambos os pilares de suporte (OLIVEIRA, 1997).

Concordando com o mencionado anteriormente Branemark, Zarb e Albrektsson (1985), descreveram, que quando aplicada força vertical em um ponto situado entre os implantes, surgem duas forças que tendem a comprimir os implantes contra o osso. Estas forças têm valores que são menores que as forças iniciais aplicadas, sendo que sobre o implante mais próximo recairá uma parcela maior da força de compressão. No entanto, se a força for aplicada no ponto médio

dos implantes, cada implante receberá a metade da força vertical. Neste caso os efeitos de giro (momento de força) vão se anular, pois tem sentido contrários, situação que não acontece na prótese dento-implanto-suportada, pois os esforços são concentrados na extremidade fixa, criando um esforço maior e concentração das tensões no extremo oposto da aplicação da força.

Para Skalak (1983) as próteses implanto-suportadas podem ser consideradas rígidas em função da grande espessura de metal usado. Sendo assim, em relação à distribuição das forças, existe o conceito que para distribuir uniformemente o estresse ao redor dos implantes osseointegrados, há a necessidade de construir próteses tão rígidas quando possível (ENGLISH, 1993; VAN ROSSEN et al., 1990; WEINBERG; KRUGER, 1994). Este fato tem sido observado em diversos trabalhos de elemento finito (AKÇA; IPLIKÇIOĞLU, 2001; BARBIER et al., 1998; GENG; TAN; LIU, 2001; STEGAROIU et al., 1998), pois, quando a aplicação de carga sobre uma prótese implanto-suportada de dois elementos, estes distribuem uniformemente o estresse ao redor dos implantes, sendo que isto seria impossível se não existisse uma distribuição uniforme das tensões desde o ponto de aplicação da carga até chegar aos suportes (implantes).

Benzing, Gall e Weber (1995), Geng, Tan e Lu (2001) e Weinberg e Kruger (1994), também mencionaram que se a prótese é rígida, uma força aplicada é distribuída para os diversos componentes do sistema. No entanto, este fenômeno também depende da relativa rigidez e flexibilidade do elemento vertical (suporte + prótese) e a ação do suporte médio (ligamento periodontal ou osseointegração).

Sendo assim é importante salientar que a distribuição uniforme dos esforços nas próteses implanto-suportadas é dada de maneira diferente se

comparadas com as próteses dento-suportadas, pois, estas últimas não possuem diversos elementos de conexão onde as tensões podem ser concentradas. Isto pode ser explicado, pois, segundo Sheets e Earthman (1997) os implantes osseointegrados são considerados como conservadores de energia (devido a sua rigidez), então o estresse mecânico criado pelo impacto de uma força na prótese implanto-suportada é transferida de um elemento da prótese para outro com pequena atenuação.

Em relação aos efeitos da atuação de uma força sobre uma viga, esta sofre deflexão que é o encurvamento para fugir à carga. Este efeito terá duas reações na viga: compressão, no lado em que atua a força e tensão, no lado oposto à força. No caso específico de observar o comportamento de um sistema com viga em cantiléver (prótese dento-implanto-suportada) e uma viga fixa em ambas as extremidades (prótese implanto-suportada), ambas sofrerão compressão, sendo esta definida como negativa e positiva respectivamente (momento fletor negativo e momento fletor positivo) (OLIVEIRA, 1997).

De maneira similar a aquela realizada pela engenharia, que deve conhecer bem o terreno sobre o qual se constroem as diversas estruturas, também se deve ter conhecimento de algumas propriedades do osso frente aos esforços que ele deve resistir.

A complexidade estrutural do osso tem definido a este como um material ortotrópico, isto quer dizer, que em relação à elasticidade, ele tem um comportamento em cada direção (nos eixos X, Y e Z), totalmente diferente um do outro quando submetido a esforços (ASHMAN; VANBUSKIRK, 1987). Inclusive para Ferre et al. (1985) a mandíbula humana apresenta o fenômeno de

“histerese”, isto é, quando submetida a pequeno estresse, esta sofre deformações as quais tendem a ser neutralizadas em função do tempo.

Contudo, outros estudos mostraram o comportamento do osso frente a diversos tipos de esforços e também quanto à direção das mesmas forças.

Por exemplo, a resposta do osso cortical à direção da força aplicada é variável. Os achados do Cowin (1989) revelam a importância da direção da força aplicada em relação ao tipo de esforço a que o osso foi submetido. Se tomarmos a resistência do osso cortical à compressão como base, veremos que a sua resistência à tensão é 30% menor e à força de cisalhamento é de 65% menor do que a compressão. Quando se aplica a força ao osso com um ângulo de inclinação em relação ao longo eixo do mesmo, constata-se que com 30 graus a resistência á compressão cai em torno de 10% e a tensão cai em torno de 25%. Com um ângulo de 60 graus em relação ao longo eixo, a compressão cai em 31% e a tensão em 55% se a aplicação da força for perpendicular ao longo eixo (90 graus), a compressão cai 31% e tensão cai 62%.

Finalmente para uma melhor compreensão das respostas ósseas frente á aplicação de forças, deve-se levar em conta a importância tanto da carga que esta sendo aplicada, como a direção das forças que se transmitem da prótese para o osso, pois o comportamento deste depende, entre outros fatores do ângulo de incidência destas forças (OLIVEIRA, 1997).

Sendo assim, o estudo do comportamento dos componentes envolvidos na união dente-implante (prótese, implante, dente e osso de suporte) nós permitirão um entendimento maior do funcionamento deste complexo sistema.

A biomecânica da união dente-implante tem sido estudada por vários pesquisadores através de diversos métodos. As características estruturais dos pilares envolvidos (dente natural e implante osseointegrado) oferecem diferentes graus de distribuição das tensões para o suporte ósseo, quando submetidos à ação de uma carga.

Para Rangert, Gunne e Sullivan (1991), Rangert, Torsten e Jorneus (1989), quando uma força é aplicada no pilar natural de uma prótese parcial fixa dento-implanto-suportada, é induzido um movimento de alavanca (momento de força) sobre o implante, resultante do deslocamento de intrusão do dente no seu alveolo. A magnitude deste movimento de alavanca depende da mobilidade do dente e da flexibilidade da prótese, do implante e do osso.

Quando o parafuso de fixação do sistema implante-pilar é submetido ao movimento de alavanca (aplicação de força no pilar dentário), a pressão no lado mesial do pilar aumenta e no lado distal, diminui. As alterações na concentração das tensões no parafuso de fixação determinarão a inclinação do pilar protético. À medida que o deslocamento aumenta, a superfície de contato do pilar protético desloca-se para mesial acompanhando o movimento e a união do parafuso de fixação tende a se soltar (RANGERT; GUNNE; SULLIVAN, 1991).

Os mesmos autores realizaram uma pesquisa onde simularam uma prótese parcial fixa dento-implanto-suportada num modelo mecânico de 16mm de extensão submetida a carregamento estático. Quando aplicada uma força de 250N sobre o pilar natural, para uma mobilidade dentária assumida em 100µm, o momento de força foi de aproximadamente 30N sobre o pilar do implante. A força axio-oclusal no implante foi de 20N e no dente pilar a força axio-oclusal foi de

230N. Por tanto, toda a carga estava concentrada no ponto de aplicação e um momento de força aceitável foi gerado no parafuso de fixação. Quando a força foi aplicada na zona média da prótese (pôntico) pode ser observada uma distribuição quase homogênea entre o dente e o implante: 30N de momento de força sobre o pilar do implante com força axio-oclusal de 144N e uma força axio-oclusal de 106N no dente natural. Finalmente, quando a força foi aplicada sobre o pilar do implante, toda a carga foi transferida diretamente para o implante: 0N de momento de força sobre o pilar do implante, e 250N de força axio-oclusal no implante. Ainda salientaram que durante uma situação clínica, quando o dente logra se acomodar dentro do alveolo, ambos os sistemas (dente e implante) têm o mesmo suporte vertical e a partir deste ponto serão capazes de compartilhar a carga. Eles concluíram que quando existe uma flexão do parafuso de fixação, que esteja dentro dos limites toleráveis de momentos de força, este suportará o estresse induzido e será capaz de distribuir o esforço para os componentes da prótese dento-implanto-suportada. Além disso, forças verticais foram mais toleradas por este sistema e um controle preciso da mobilidade transversal do dente pilar deve ser realizada para minimizar o risco de perda do parafuso.

Para Weinberg e Kruger (1994), em PPFs dento-suportadas, os micro-movimentos produzidos pelas fibras periodontais facilitam a distribuição das forças tanto na superfície da raiz como nos componentes da prótese. Em caso de estruturas rígidas como os implantes, quando uma carga é aplicada, as forças são concentradas na crista óssea, com limitada distribuição do estresse em torno do implante. Portanto, em virtude dessa diferença de mobilidade entre o implante e o dente natural, quando unidos como elementos de suporte de PPF, a concentração

de tensões no osso será maior ao redor do implante, pois a flexão (0,1 mm) permitida pelo parafuso do pilar protético e pelo parafuso de ouro, é pequena. Neste mesmo trabalho, os autores constataram que o movimento do ligamento periodontal em PPF dento-suportada produz movimentos de 0,5 mm, quando submetidos a cargas oclusais. Já, em PPFs implanto-suportadas, os movimentos são menores do que 0,1 mm, sugerindo que, quando dente e implante osseointegrado são unidos, existe uma diferença de mobilidade de 5:1. Além disso, essa configuração produz maior torque, à medida que se aumenta o braço de alavanca do pântico, sobrecarregando o implante e podendo causar perda e quebra do parafuso. Os autores também fizeram uma análise de componente a componente sobre as considerações biomecânicas que influem na distribuição de tensões, afirmando que os elementos de suporte são compostos por elementos verticais (dente natural e implante) que estão cobertos por um suporte médio (ligamento periodontal ou osseointegração). Conectando os elementos de suporte, está a própria prótese, e a rigidez e flexibilidade de cada componente influenciarão na distribuição de tensões. Se a prótese é rígida e uma força é aplicada, as tensões geradas serão distribuídas pelos elementos de suporte (componentes verticais). Quando os componentes verticais são rígidos e a força aplicada é lateral, a concentração de tensões estará localizada no ponto onde é exercida a carga e haverá mínima distribuição de tensões para os outros elementos do sistema. Se a dureza do componente vertical diminui, haverá um incremento de flexão ou movimento, distribuindo-se mais e melhor as tensões pelos outros componentes verticais. Portanto, distribuição da força é proporcional ao grau de flexão do componente vertical e do suporte intermediário (osso e ligamento

periodontal). Quando as forças laterais atingem o dente, este faz um movimento de rotação, sendo o centro de rotação localizado no terço apical do dente. A localização do ponto de rotação é influenciada pelo ligamento periodontal e pela forma da raiz. Essas tensões são distribuídas por toda raiz, em alguns pontos, mais; e em outros, menos. Quando o dente é unido a outro por meio de prótese, a tensão é distribuída por toda a raiz do dente e também do outro dente. Nos implantes rosqueados, quando submetidos a cargas verticais, as maiores tensões localizam-se na crista óssea ao redor do implante, causando um decréscimo gradual de tensões em torno do ápice do implante. Quando submetidos a cargas oblíquas, a concentração de tensões localiza-se na crista óssea ou ao redor do terço superior do implante; nos dois terços restantes, a distribuição de tensões é mínima. A explicação de que a tensão se localiza no terço superior do implante deve-se ao fato de que a elasticidade do osso é menor nesta região e maior na zona medular do osso.

A concentração de estresse ao redor dos pilares (dentes ou implantes) de uma prótese parcial fixa de três elementos foi estudada mediante elemento finito por Valentin et al. (1990). Uma carga simulou uma a força mastigatória e foi demonstrada uma alta concentração do stress ao redor da zona cervical do implante. Estes resultados foram confirmados por Kirsch e Ackermann (1989), Richter (1989), Richter, Orschall e Jovanovic (1990) e van Rossen et al. (1990).

Kayacan, Ballarini e Mullen (1997) propuseram-se a estudar os efeitos da diferença de mobilidade entre o implante e o dente natural quando são submetidos a cargas oclusais. Para tal estudo, foram utilizados conhecimentos de engenharia de vigas, dando ao implante e dente natural características como: resistência e

capacidade de amortecimento frente a cargas verticais, e ao efeito desta carga em relação à rotação e a translação desses elementos de suportes. Algumas conclusões foram:

a) a magnitude do movimento de translação não está necessariamente relacionada com a sobrecarga no implante.

b) na prótese, a diferença de movimento rotacional do implante e o dente foi o fator mais significativo, atuando no momento de flexão sobre o implante e dente, especialmente para pequenos movimentos de rotação. Já um grande movimento de rotação de ambos os suportes causa redução do momento de flexão, levando os autores a sugerir que a conexão em próteses fixas suportadas por implante osseointegrado e dentes naturais deve ser planejada para que seja flexível rotacionalmente.

Nishimura et al. (1999), em razão das controvérsias existentes em relação à conexão de implantes com dentes naturais, estudaram, por meio de técnica fotoelástica, a distribuição de tensões no osso, nas seguintes situações: dente (1º pré-molar) não conectado a implante, dente conectado a dois implantes formando uma prótese fixa de três elementos com conector semi-rígido, e dente conectado a implante, formando uma prótese fixa de três elementos com conector rígido. Para tal caso, foram utilizados implantes rosqueáveis de dimensões 3.75 x 13mm. As cargas aplicadas foram de 30 libras sobre as próteses e, sobre o dente, de 20 libras. Essas cargas foram selecionadas pelo fato de serem cargas funcionais dentro do padrão mastigatório normal e, também, por mostrarem uma resposta óptica no modelo fotoelástico. Os pontos de aplicação das cargas foram sobre o dente, mesial da coroa do implante anterior (A), entre ambos os implantes, no

ponto médio do implante posterior (B) e na distal da coroa do implante B. Eles observaram que, quando aplicada carga no dente, no caso específico da união de dois implantes com o dente pilar, este último apresentou uma intensidade de estresse similar quando comparadas às regiões apicais de ambos os suportes dente natural e implante A. Pouco estresse foi observado entre distal do implante A e a superfície mesial do implante B. Quando a carga foi aplicada no implante A, houve uma redução de estresse no dente, com aumento de estresse nos implantes.

Quando aplicada carga sobre o pilar de cada implante, foi observada uma alta concentração de estresse nos implantes. No caso de aplicação de carga no implante B, foi observada uma alta concentração do estresse na zona apical do implante B e uma diminuição de estresse no implante A. Altas concentrações de estresse foram observadas no implante B sobre carga aplicada na região mais distal da sua própria coroa protética. Este estresse foi localizado na crista distal do implante e ao longo da sua superfície distal e concentrado no ápice. Para os autores, esta distribuição é indicativa de intrusão e momento de força distal (alavanca sobre este ponto) do implante.

Quando aplicada carga no elemento dentário, no caso de uma PPF tendo como suportes um dente natural e um implante distal, eles verificaram que, a aplicação da carga concentrou o estresse na região apical do dente pilar. Baixa concentração de estresse foi simultaneamente distribuída para o ápice distal do implante B. Quando posicionada a carga próxima do implante B, foi observado um aumento da magnitude do estresse apical neste implante. Para finalizar os autores salientam que a magnitude do estresse produzido ao osso, na prótese com um

dente e um implante como suportes é maior quando comparado ao estresse produzido no caso de um dente unido a dois implantes.

Dalkiz et al. (2002) realizaram uma análise mediante o método dos elementos finitos de próteses fixas dento-implanto-suportadas cujos pilares eram sempre um implante unido com 1, 2 ou 3 dentes naturais, unidos por conectores rígidos. Foram aplicadas forças de 180 para 720N em sentido vertical e oblíquo em cada uma das unidades protéticas. Eles observaram que o estresse foi maior na zona correspondente a raiz dos dentes naturais, quando comparado com o estresse observado em outras regiões da mandíbula e do implante. Este estresse sempre foi maior quando a força foi aplicada na zona correspondente ao 1º molar (pôntico). Contudo, de acordo com o deslocamento da prótese, tensão e compressão ocorreram na zona coronária e radicular do dente. Foi demonstrado também que no caso da prótese cujos pilares eram 1 implante e 1 canino o estresse gerado no ápice do canino foi o maior de todos.

Betiol (2002) realizou uma pesquisa para avaliar o comportamento biomecânico de uma PPF dento-implanto-suportada com conector rígido mediante o método dos elementos finitos. Eles aplicaram uma carga vertical de 175N distribuída nas superfícies oclusais dos dentes envolvidos. Eles observaram um deslocamento em sentido ocluso-apical do sistema quando aplicação da carga. Uma alta concentração das tensões nas zonas correspondentes a união dos pônticos da prótese, assim como na área mesio-cervical e interna do implante foram também observadas no sistema. Quando foi avaliada de forma separada, a porção interna do implante correspondente ao parafuso de fixação, sofreu um estresse de aproximadamente 742N. Este estresse continuou aumentando na

parede mesial do implante, onde foram observados valores de 985N a 1600N de distribuição do estresse. Quando observada a distribuição das tensões no elemento dentário foi possível verificar que estas eram mais uniformemente distribuídas sobre o corpo como um todo, quando comparadas com a distribuição do estresse no implante. Para o autor, esta diferença foi devida à presença do ligamento periodontal e às próprias características da estrutura dentária. Em relação ao tecido ósseo foi observada uma concentração de tensões (1292N) na região cervico-mesial do osso cortical do implante e conforme se afastava do osso cortical, a concentração das tensões tendia a diminuir (5N). Para o autor isto foi esperado, pois o osso trabecular é capaz de absorver e distribuir a carga mastigatória. Em relação ao dente pilar, as tensões encontradas na região cervical estavam em torno de 5N. O autor salienta que a presença do ligamento periodontal foi importante para a absorção de carga, e em consequência, o dente apresentou menor concentração de estresse, quando comparado com o osso ao redor do implante.

Menicucci et al. (2002) realizaram uma pesquisa cujo objetivo foi observar a distribuição do estresse no dente e no implante quando aplicada uma força sobre o pilar dentário de uma prótese dento-implanto-suportada, pelo método dos elementos finitos bi e tridimensional. Foram aplicadas forças de 50 kg (carga lenta) e 50 kg (carga de impacto) no dente pilar. No modelo bi-dimensional, na aplicação da carga lenta de 50 Kg, observaram uma alta concentração de estresse na região correspondente a cervical do implante (70-150N), enquanto o resto do osso peri-implantar apresentou um baixo estresse (10-30N). Um estresse homogêneo e bem distribuído foi observado na região correspondente ao osso radicular no dente

pilar, com alguma concentração de aproximadamente 60N na região correspondente à zona apical radicular. Mesmo assim estes achados foram menores que os apresentados pela região cervical do implante. No caso da aplicação da carga de impacto, foi observada uma menor concentração de estresse na área peri-implantar e no osso ao redor do dente natural (21N). Baixo nível de estresse foi distribuído ao redor do implante (6-12N). Neste caso o estresse aumentou ligeiramente na zona correspondente a cervical do implante, enquanto a maior concentração do estresse (18-20N) foi observada na zona correspondente a cervical do dente pilar. Com exceção desta área, o resto do osso peri-radicular permaneceu inalterado. No modelo tri-dimensional com aplicação da força de 50 kg (carga lenta), foi observada uma concentração de estresse em ambas as zonas cervicais (do implante e do dente natural) e algum estresse parece ser localizado na zona correspondente ao ramo horizontal da mandíbula. No caso da aplicação da carga de 50 Kg (de impacto) foi observada uma baixa concentração de estresse ao redor da zona cervical de ambos pilares (menos de 50% quando comparado com o sistema anterior). Para os autores a distribuição do estresse ao redor de ambos os pilares parece estar, mais relacionado à duração e não a intensidade da força aplicada no dente.

Ochiai et al. (2003) realizaram uma análise fotoelástica de prótese dento-implanto-suportadas confeccionadas com pilares segmentados e não segmentados, dois tipos de próteses foram confeccionadas: 1) dente natural unido (1º pré-molar) a dois implantes posteriores (A e B) sem pântico intermédio (com e sem pilar segmentado), 2) dente natural unido (1º pré-molar) a um implante posterior (B) (com e sem pilar segmentado). A carga foi aplicada nas zonas

correspondentes a: oclusal da coroa do pilar natural, mesial da coroa do implante (anterior), central da coroa do mesmo implante, zona do contato oclusal entre os implantes, zona central oclusal do último implante e distal deste último implante. As cargas sobre os implantes foram 133N, sendo que sobre o dente natural foi de 89N.

No caso das próteses com dois implantes, para ambos os casos (pilar segmentado e não segmentado) o carregamento no dente pilar causou estresse similar de baixa intensidade na zona apical do dente e do implante A. Baixa interação entre distal do implante A e mesial do implante B foi observada. Quando a carga foi transferida para a zona posterior (implante B), o estresse observado na zona do pilar dentário foi diminuindo e incrementando na zona correspondente aos implantes. A distribuição do estresse foi similar para ambas as condições de pilares (segmentados e não segmentados) com um aumento de estresse na zona correspondente a distal do ápice de ambos os implantes e na crista distal do implante B. A carga sobre a região suportada pelos implantes demonstrou baixa transferência de estresse para a região do dente pilar. Carga no ponto correspondente à zona entre as coroas sobre implante gerou um incremento de estresse apical para o implante B e simultaneamente diminuição do estresse apical no implante A. Na zona correspondente a crista entre os implantes houve ligeiramente mais estresse no modelo com pilar não segmentado quando comparado com o segmentado. Em ambos os tipos de pilares, alto estresse foi observado no implante B quando aplicada carga era aplicada na zona correspondente a distal desta ultima coroa. Esses estresses foram localizados na crista distal do implante, na superfície distal e na zona distal do ápice. Um ligeiro

aumento de estresse foi notado com o pilar não segmentado. Essa distribuição indica a intrusão e alavanca distal do implante. Mínimo estresse foi transferido para o dente e para o implante A. A distribuição do estresse foi quase a mesma quando comparados ambos pilares (segmentados e não segmentados). No caso de implante A, a carga aplicada no dente concentrou uma intensidade de estresse moderada na parte interna da estrutura dentária assim como na zona apical para ambas as condições de pilares (segmentados e não segmentados). Um baixo estresse foi transferido para a zona distal do ápice do implante em ambas as situações de pilar. Um ligeiro aumento de estresse foi transferido para a crista mesial e disto-apical do implante no caso do pilar não segmentado. Quando a carga foi deslocada para a região correspondente ao pântico, uma grande proporção da carga foi transferida do dente para o implante para ambos os tipos de pilares. Quando a carga foi posicionada na região correspondente ao implante B o estresse aumentou na região apical do implante. O estresse no dente tende a ser maior em magnitude do que aquele para dois implantes. Quando foram comparados ambos os tipos de pilares, o segmentado transferiu mais carga para o dente, especialmente no ápice e menos no implante. A carga no pilar não segmentado gerou uma distribuição simétrica próximo do implante. Quando a carga foi aplicada no implante (eixo) e na zona distal da coroa um alto estresse peri-implantar foi notado para ambos os tipos de pilares. Uma ligeira alta carga foi transferida para o implante quando usado o pilar segmentado com mínimo nível de estresse transferido para o dente. Em contrapartida, houve pouca transferência de estresse na superfície distal do dente para o pilar não segmentado. Contudo, a distribuição do estresse foi similar entre ambos os pilares.

Montoya (2003) utilizou o método da fotoelasticidade para avaliar a distribuição das tensões ao redor dos pilares de uma prótese fixa dento-implanto-suportada (pilar anterior: elemento 34 e pilar posterior: implante na região do elemento 37) variando o tipo de conector. No caso do uso do conector rígido ele observou que ao serem aplicadas cargas progressivas no dente pilar as tensões foram incrementadas na região apical do dente com ligeira distribuição para mesial do ápice dentário, indicando o deslocamento do bloco protético (alavanca) em sentido mesial. Uma ligeira distribuição do estresse foi observada no terço médio mesial do implante, enquanto na área cervical mesial, distal e apical do implante a distribuição do estresse se mantém constante. Quando aplicada carga no pântico correspondente à zona do 2º pré-molar observou-se uma distribuição de estresse em ambos os pilares (dente e implante). A distribuição das tensões no início da carga ocorrem inicialmente no ápice do dente e pôde também ser observado um aumento de tensão na zona apico-distal do implante com ligeiro aumento da tensão na parede lateral distal do implante, assim como na área cervico-distal. Isto indicou o deslocamento para mesial da prótese devido à força de alavanca. Pouco estresse é observado na zona cervico-mesial e latero-mesial do implante. Quando a carga foi aplicada na zona correspondente ao 1º molar, as tensões foram distribuídas em ambos os suportes com maior solicitação do implante. As tensões foram inicialmente na zona correspondente ao ápice do implante e conforme a carga aumentava as franjas se distribuíam na zona distal das roscas do implante e na zona latero-mesial do implante. A área cervico-distal do implante também apresenta um aumento das tensões. Pouco estresse foi observado na região apical do dente pilar. Quando aplicada a carga

na zona correspondente ao implante, uma concentração de tensões foi observada na região correspondente ao ápice, mesial (roscas), lateral e cervico-distal do implante. Não foram observadas mudanças na área correspondente ao dente pilar.

Em relação ao estudo da biomecânica das próteses parciais fixas, existem também outros fatores a serem considerados: o comprimento da prótese e a movimentação flexural e de torção da mandíbula.

Para English (1993) o comprimento é importante para permitir a flexão da prótese. A extensão da barra entre os pilares da prótese terá uma capacidade de flexionar que esta em relação ao cubo da distancia inicial desta barra. Inicialmente a flexão da barra é absorvida pela ação do ligamento periodontal do dente, na prótese dento-suportada. No caso de uma prótese implanto-suportada, a ausência do ligamento periodontal faz com que a flexão da barra varie mais em função das características do material da barra, assim como do limite visco-elástico do osso. Neste caso específico existe uma probabilidade maior de problemas mecânicos do sistema implante-coroa, e fatores como desenho e composição do material, assim como a densidade óssea, são importantes para preservar as estruturas ósseas e o sistema da prótese.

O segundo fator importante diz ao respeito às características de flexão e torção da mandíbula. A arquitetura mandibular é formada a partir destes movimentos sob carga funcional. Vários autores têm reportado o movimento de flexural mandibular (DE MARCO; PAINE, 1974; FISCHMAN, 1990; HOBKIRK; SCHWAB, 1991).

É sabido que a flexão e torção ocorrem na área do forame mentoniano e a magnitude destes movimentos aumenta na região distal deste forame. Isto pode também ser a causa de problemas biomecânicos como perda ou fratura de componentes das próteses implanto-suportadas, assim como perda da osseointegração dos pilares. Fatores como a seleção de ligas adequadas, assim como dos componentes das próteses são importantes para minimizar os riscos (ENGLISH, 1993). Finalmente o autor salienta a importância do estudo das características de flexão e torsão da mandíbula, assim como do favorecimento da carga axial sobre as próteses e fadiga do material usado na confecção da prótese.

2.2 Holografia na Odontologia

As técnicas da interferometria holográfica têm sido aplicadas com frequência nas ciências biomédicas. Sua capacidade para detectar modificações mínimas nas dimensões físicas ou nas posições relativas de um sistema, permite o estudo do comportamento de elementos biológicos ou inertes em situações estáticas ou dinâmicas sem provocar destruição dos modelos de estudo.

Diversas têm sido as aplicações da técnica holográfica na área da odontologia. Entre as áreas mais pesquisadas podemos encontrar: prótese dentária, implantodontia, materiais de moldagem, oclusão, ortodontia e estudo do comportamento de estruturas ósseas crânio-faciais submetidas a carregamento

entre outras. A seguir serão descritas por áreas as aplicações da interferometria holografia de dupla exposição na odontologia.

2.3 Prótese dentária

Wictorin, Bjelkhagen e Abramson (1972) reportaram pela primeira vez o uso da holografia para o estudo da distribuição das tensões na odontologia. Eles analisaram a deformação elástica em soldas em espécimes simulando uma prótese fixa de três elementos.

Já Wedendal e Bjelkhagen (1974b) estudaram a deformação elástica de dois sistemas de conexões associadas a barras, simulando uma prótese dentária. O padrão de franjas da interferometria holográfica permitiu avaliar as condições de cada espécime sob aplicação de uma carga. Ainda salientaram que por se tratar de um estudo *in vitro* as conclusões deveriam ser analisadas com cuidado, lembrando que nos sistemas vivos a mobilidade dentaria decorrente da presença do ligamento periodontal, permite um movimento diferente da prótese dentária e estes fatores deveriam ser estudados por métodos específicos. No mesmo ano Wedendal e Bjelkhagen (1974c) desenvolveram uma técnica holográfica que possibilitou a mensuração dinâmica de dentes humanos e de próteses dentárias. Eles demonstraram que uma prótese dentária propositalmente interferente, causou intrusão e rotação do dente antagonista e que esta se comportou como um mono-bloco quando submetida a carregamento.

Young e Altschuler (1974) relatam que a técnica holográfica foi capaz de analisar as diferentes tipos de planejamentos e desenhos das PPRs, através da análise da distribuição das tensões produzidas pela aplicação de uma força oclusal.

Young e Altschuler (1977) apresentam na literatura a primeira revisão sobre a técnica e aplicações da interferometria holográfica na odontologia. Eles descreveram o processo de captação e projeção das imagens no holograma, assim como salientaram as grandes vantagens da técnica holográfica como: a capacidade de gravar imagens 3D de objetos e a possibilidade de realizar medições precisas nos corpos estudados.

As próteses totais foram estudadas, *in vitro* e *in vivo*, por Dirtoft (1980) e Dirtoft, Jansson e Abramson (1985). Os autores salientaram que a análise das deformações encontradas poderia ajudar na compreensão dos problemas relatados por muitos pacientes que desgastam suas próteses.

Azizov, Bakhtin e Polukhina (1985) analisaram a distribuição das deformações em uma prótese parcial fixa. Eles observaram que as deformações foram concentradas nas zonas correspondentes aos conectores da prótese. Ainda observaram que, dependendo do ponto da aplicação da carga, o valor da deformação da peça era alterado, mas a zona de deformação (conectores) mantinha-se constante.

Wesson, Goldstein e Schulman (1986) estudaram a distribuição das franjas da interferometria holográfica em próteses parciais fixas após aplicação de carga oclusal. Em outra pesquisa avaliaram a distribuição das tensões em PPFs de três elementos sob aplicação de 300 libras aplicadas no meio do pântico. Concluíram

que a presença ou ausência da solda não influenciou no comportamento da estrutura avaliada. Ainda afirmaram que padrões de franjas foram interpretadas como flexão e distribuição não uniforme na área do pântico nas PPFs (WESSON; GOLDSTEIN; SCHULMAN, 1988).

van Straten et al. (1991) realizaram um estudo da distorção de resinas usadas como material para confecção de prótese total. Eles usaram um disco e uma prótese total de resina. Eles concluíram que ambos os objetos mostraram típicos padrões de deformação, dependendo do tempo de realização do teste.

Golstein et al. (1992) avaliaram o comportamento de uma prótese parcial fixa de 4 elementos. Após aplicação de 200 libras de carga sobre o pântico, observaram a falha do ponto de solda localizado entre os pânticos. Ao analisarem os diferentes tipos de padrões de franjas, associaram-nos a tensões de compressão, flexão e complexa deformação.

A aplicação de carga sobre uma extensão distal de uma PPR foi realizada por Pezzoli et al. (1993). As próteses foram confeccionadas sobre uma mandíbula seca humana na qual foram extraídos os dentes e recolocados nos alvéolos, que previamente tinham sido preenchidos com um material que simulava o ligamento periodontal, um elastômero de polieter que simulava a mucosa oral também foi usado. Padrões de interferência de franjas foram observados tanto na extensão da resina assim como na superfície do osso mandibular.

Suliman, Boyer e Lakes (1993) realizaram medições da deformação de cúspides de dentes restaurados com diferentes resinas. Foram realizados preparos tipo MOD (mesio-ocluso-distal) e os efeitos do tipo de resina, tamanhos de cavidade assim como as condições de hidratação foram avaliados. Concluíram

que deslocamentos menores ocorreram nas cavidades pequenas quando comparadas com cavidades maiores. Ainda salientaram que dentes hidratados tiveram um deslocamento menor quando comparados aos dentes não hidratados.

O ajuste marginal de coroas metálicas foi estudado por Chen, Chang e Wu (1995). Eles estudaram o efeito da aplicação de uma carga de 25N na fossa central de cada coroa protética. Eles observaram deslocamentos da ordem de 6-10 μm , contudo abertura marginal de 0,2 μm foi observada em todos os casos de aplicação da carga.

2.4 Oclusão

Wedendal e Bjelkhagen (1974a) realizaram um teste em modelo de gesso montado em articulador, para estabelecer critérios que permitissem realizar a avaliação do deslocamento das estruturas dentárias *in vivo*. Eles foram capazes de determinar com exatidão o deslocamento das estruturas dentárias avaliadas no modelo.

Sanchez del Campo et al. (1983) estudaram as deformações da maxila, mandíbula e dentes humanos ao serem submetidos a carregamento estático sobre um modelo articulado extraído de um cadáver. Eles concluíram que a tanto a maxila quanto a mandíbula apresentaram padrões de interferência diferentes que sugerem a ação das fibras supra-cristais do ligamento alveolar.

A técnica holográfica também tem sido utilizada para o estudo da dinâmica mandibular em modelos de estudo. Reinhardt, Reinhardt e Wenke (1985) estudaram a oclusão dentária em modelos de estudo em resina montados em articulador. Eles concluíram que avaliações quantitativas e tridimensionais das condições oclusais podem ser realizadas com esta técnica. Deslocamentos de corpo inteiro assim como alterações na superfície das estruturas analisadas podem ser determinados com grande precisão e sem interferências.

Batista et al. (1999), apresentaram uma pesquisa que analisava a distribuição das tensões num dente pelo método da interferometria holográfica. O dente foi fixado numa base de resina e foram feitos hologramas, de acordo com a variação da carga aplicada.

2.5 Materiais de moldagem

A análise da viscosidade e polimerização de materiais de moldagem tem sido realizada mediante a técnica de interferometria holográfica de dupla exposição. A estabilidade dimensional foi estudada por Blandin, Duron e Soulet (1977), Senda et al. (1979), Spajer e Goedgebuer (1979), , as alterações dimensionais de elastômeros foram pesquisadas por Minchan, Thurgate e Lewis (1981). O efeito da moldeira na deformação do molde foi avaliado por Yoshino et al. (1985).

2.6 Ortodontia

A ortodontia é a especialidade da odontologia que mais tem usado a técnica holográfica tanto para gravar imagens de modelos dentais nos filmes holográficos assim como para avaliação da distribuição das tensões nas estruturas crânio-faciais.

Uma das grandes vantagens da técnica holográfica diz respeito à capacidade de gravar imagens em três dimensões e realizar mensurações precisas do objeto em estudo. Esta técnica é de grande valia, pois o espaço ocupado pelos modelos de estudo convencionais pode ser diminuído notavelmente com o uso de filmes holográficos (BUSCHANG; CEEN; SCHROEDER, 1990; HARRADINE et al., 1990; KEATING et al., 1984; MALLET et al., 2000; MARTENSSON; RYDEN, 1992; RYDEN; BJELKHAGEN; SÖDER, 1982; SCHWANINGER; SCHMIDT; HURST, 1977).

Estudos relacionados ao deslocamento de incisivos têm sido publicados por Burstone e Pryputniewicz (1980), Pryputniewicz e Bowley (1978), Pryputniewicz e Burstone (1979). O propósito de tais pesquisas têm sido realizar medições mais precisas com o objetivo de determinar perda óssea na doença periodontal, trauma de oclusão e avaliar os efeitos em aplicações ortodônticas e protéticas.

Os primeiros estudos aplicando a interferometria holográfica aplicados à deformação do crânio durante os processos da mastigação, foram realizados por Fuchs & Schott (1973a,b). Hewitt (1977) aplicou forças ortodônticas nos dentes da maxila e mandíbula em crânio macerado de macaco. Concluíram que a

distribuição do estresse não foi restrito ao complexo dento-alveolar e sim para a totalidade da superfície crânio-facial. Ainda salientaram que os padrões de franjas foram diferentes na maxila e mandíbula devido às diferenças morfológicas entre ambas as estruturas.

Kragt e Duterloo (1982), Kragt, Duterloo e ten Bosch (1982) e Kragt, ten Bosch e Borsboom (1979) aplicaram forças ortodônticas em crânio macerado humano e quantificaram os movimentos em diferentes direções e deformações dos ossos em combinação com várias forças de compressão e cisalhamento nas suturas craniais. Estes achados têm sido confirmados por Pavlin e Vukicevic (1984) e Dermaut e Beerden (1981).

Duterloo, Kragt e Algra (1985) realizaram estudos ao respeito do comportamento das estruturas crânio-faciais quando aplicada carga constante nas suas estruturas. Eles demonstraram que a distribuição das tensões e os deslocamentos ósseos dependem da morfologia individual de cada crânio macerado. Ainda salientaram como fatores importantes para a distribuição do padrão de franjas: o ponto de aplicação e a magnitude da força exercida.

Canut et al. (1990) avaliaram a reação do complexo crânio-facial quando aplicadas forças que induziam prognatismo de maxila humana. Eles concluíram que existe uma rotação maior do complexo dento-maxilar quando a tensão é aplicada na área dos incisivos laterais o qual é demonstrado com a extrusão dos molares neste caso específico. Complementando este estudo Lee et al. (1997) concluíram que forças de deslocamento anterior em conjunto com forças de expansão da maxila ocasionam uma maior translação desta do que quando aplicada só força de deslocamento anterior. Desta forma os autores salientaram

que, mediante o controle do ponto de aplicação e magnitude da força, a rotação e translação da maxila podem ser controladas.

Zentner, Sergl e Filippidis (1996) avaliaram a distribuição das tensões aplicando força extra-oral em crânio seco humano. Concluíram que a distribuição das tensões não se limitou ao ponto de aplicação da força, mas também foram distribuídas no complexo crânio-facial. Salientaram que a direção do deslocamento não segue estritamente a direção da aplicação da força.

Maruyama et al. (2000) avaliaram as áreas de tensão promovidas por aparelho de expansão rápida da maxila utilizando-se a técnica de interferometria holográfica. Eles observaram que houve mudanças na direção das franjas, após as suturas que unem os ossos. Salientaram que houve um deslocamento vertical-superior na região dos molares, lateralmente nos processos dento-alveolares e para frente e para baixo na maxila, após a ativação do parafuso expensor, que liberou força na região dos primeiros pré-molares e primeiros molares. Estudo similar foi realizado por Braun et al. (2000) que avaliaram a distribuição das franjas de interferometria sobre as estruturas crânio-faciais e sugeriram modificações conformacionais do aparelho de expansão maxilar usado.

2.7 Odontologia forense

Oliveira et al. (2000) realizaram um estudo onde aplicaram carga num crânio seco humano. O objetivo desta pesquisa foi avaliar a distribuição das

tensões sobre o complexo crânio-facial. Eles observaram que a houve alteração da distribuição das tensões sobre o crânio na presença de suturas “abertas”. Concluíram que este fato é de grande valia para estudos posteriores para tentar padronizar testes que consigam determinar a idade óssea de crânios não identificados, mediante o uso da técnica de interferometria de dupla exposição.

2.8 Biomecânica óssea

O uso da técnica holográfica para aplicação biomédica vem sendo discutido desde começos dos anos 70 como mencionado por Chernukh et al. (1976). Nesta publicação diversas técnicas holográficas são discutidas assim como a possível padronização destas para aplicação na área médica.

Hewitt e Orth (1981) realizaram uma avaliação holográfica das respostas ósseas quando a ação de pequenas forças. Para esta pesquisa foram usados cilindros de osso fresco livres de tecidos moles e mantidos em ambiente úmido. Eles concluíram que a técnica holográfica pode ser usada para avaliar qualitativa e quantitativamente o padrão de estresse observado sobre a superfície do objeto estudado. Ainda salientaram que a distribuição das franjas depende da morfologia do objeto em estudo (osso), da direção e magnitude da força aplicada e que o estresse gerado sobre a superfície óssea não fica confinada no ponto de aplicação da força.

Iroshnikova et al. (1982) analisaram as deformações produzidas na articulação temporo-mandibular quando submetida a carregamento. Concluíram que é possível investigar as micro-deformações das articulações craniais mediante a técnica holográfica de dupla exposição.

Ferre et al. (1985) estudaram o comportamento de uma mandíbula fresca humana (pós-morte) e um bloco de aço. Concluíram que o comportamento de ambas as estruturas só podem ser consideradas similares no início do carregamento sob as mesmas condições. Ainda salientaram que o comportamento mecânico da mandíbula poderia ser comparado com um compósito heterogêneo e que apresenta o fenômeno de histerese, pois quando submetido a pequeno carregamento, sofre alterações na sua forma e, que posteriormente, se o carregamento persistir as alterações seriam neutralizadas em função do tempo.

Um estudo interessante sobre o estresse dos ossos do crânio (modelo animal) durante a mastigação foram realizados por Nygrén, Silvennoinen e Karna (1992). Eles realizaram uma simulação de atividade uni-lateral do músculo masseter durante mastigação. Eles acharam que os efeitos da aplicação da carga podem ser observados em toda a superfície do crânio com diversas intensidades dependendo da estabilidade do osso e das suturas craniais. Áreas rápidas de deslocamentos superficiais foram observadas na zona correspondente a fixação do músculo masseter e ao redor da união naso-frontal. Eles concluíram que essa distribuição de força pode ser a responsável pela variação das estruturas ósseas nasais dessa espécie.

Silvennoinen, Nygrén e Karna (1992a,c) demonstraram o uso da interferometria holográfica como método para avaliar a distribuição das tensões

em mandíbulas fraturadas (modelo animal) intencionalmente e fixadas com placas rígidas. Observaram que as mandíbulas com período de cicatrização de 4 semanas não foram capazes de transmitir os padrões de franjas quando aplicada força na zona correspondente aos incisivos. Já a mandíbula com 8 semanas de cicatrização foi capaz de transmitir o padrão de franjas uniformemente no osso mandibular, com ou sem a presença da placa de fixação.

Os mesmos autores em artigo publicado em 1992, realizaram medições holográficas em crânios macerados e frescos de origem animal. Eles concluíram que os ossos frescos são duas vezes mais elásticos que ossos macerados quando submetidos a carregamento (SILVENNOINEN et al., 1992b).

Batista, Muramatsu e Campos. (2003), Campos (2001) realizaram uma análise de mandíbulas de cães em diferentes estados: frescas (pós-morte), maceradas (secas) e fixadas em formol mediante a técnica de interferometria holográfica de dupla exposição. Eles concluíram que a deformação das mandíbulas frescas foi menor devido à presença do ligamento periodontal já que dente e osso se comportaram de maneira diferente. No caso das mandíbulas fixadas e maceradas estas se comportaram como um corpo rígido. As mandíbulas maceradas e fixadas sofreram maior torsão durante o deslocamento do que as mandíbulas frescas.

2.9 Implantodontia

Dirtoft e Jansson (1986) estudaram a deformação sobre carregamento de uma prótese sobre implante. Eles observaram que a deformação era muito complexa, um misto de deflexão sob carga de baixa intensidade e torção sob cargas mais elevadas.

Wahl e Lang (2004) avaliaram a deformação de superfícies de implantes de titânio e de coroas protéticas submetidas a carregamento estático. Verificaram que os implantes de titânio mostraram uma distribuição de franjas homogêneas (horizontais) entre si e quando aplicada a carga sobre as coroas protéticas, estas mostraram padrões de deslocamentos variados (franjas obliquas) e formação de fenda entre a plataforma do implante e a base da prótese. Com isto concluíram que a alta precisão dos componentes para reabilitação com implantes é afetada em grande parte pelas deformações dinâmicas quando aplicada carga funcional.

3 PROPOSIÇÃO

Analisar em mandíbulas frescas de cães (pós-morte), pelo método da interferometria holográfica:

- A distribuição das tensões no osso através das próteses fixas com conectores rígidos associados a diferentes tipos de retentores (implanto-suportada e dento-implanto-suportada), sob carregamento estático.
- A distribuição das tensões nas próteses parciais fixas: implanto-suportadas e dento-implanto-suportadas, sob carregamento estático.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Procedimentos

A realização desta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa – Subcomissão de Bioética de animais da FOUSP (Protocolo 01/2003. Parecer 01/2003, Anexo A).

Foram utilizadas mandíbulas de 3 cães da espécie *Canis familiaris*, sem raça definida com aproximadamente 4 anos de idade, pesos similares, ausência de doença periodontal ativa (CORSO et al., 1999), provenientes do Centro de Bioterismo da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Os animais foram alojados no canil do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade de São Paulo (FMVZ-USP), e receberam alimentação e água “ad libitum”.

Foram realizados exames laboratoriais complementares (hemograma completo, função renal, função hepática e proteína total), para averiguar o estado de saúde dos animais. Os animais foram evermifugados e vacinados. O quadro 4.1 mostra a identificação dos animais e suas características principais.

DENOMINAÇÃO	CARACTERÍSTICAS	PESO
Animal 1 (C1)	Marrom, pequeno	11Kg
Animal 2 (C2)	Acinzentado, médio	13Kg
Animal 3 (C3)	Preto, médio	15Kg

Quadro 4.1-Dados dos animais de experimentação

4.1.1 Planejamento da Cirurgia para colocação dos implantes de titânio

Os animais foram anestesiados e mantidos sob anestesia geral inalatória, conforme técnicas padronizadas pela equipe do Laboratório de Odontologia Comparada da FMVZ-USP.

A seguir, foi realizada minuciosa terapia de raspagem dental que incluiu a remoção de cálculos dentários, assim como alisamento das superfícies dentais.

Para a correta colocação dos implantes de titânio, foram realizadas radiografias periapicais (Kodak[®] Intraoral D-speed) das regiões correspondentes aos 2º, 3º e 4º pré-molares inferiores e as mensurações da espessura óssea destas regiões foram realizados com ajuda de um espessímetro para metal usado na Prótese Dentária.

4.1.2 Avulsões dentárias

Após a comprovação da anestesia geral inalatória, foi administrado um anestésico complementar local (na zona correspondente às avulsões dentárias) com vasoconstrictor para reduzir a hemorragia (HÜRZELER et al., 1995; SAITO et al., 1997), simulando o padrão que se utiliza em humanos.

A seguir, foram realizados dois retalhos mucoperiostais completos (com lâmina de bisturi N^o 15) da área vestibular e lingual nas regiões correspondentes aos 2^o, 3^o e 4^o pré-molares inferiores no lado esquerdo e 3^o e 4^o pré-molares inferiores do lado direito. Na hemi-mandíbula do lado direito foram realizadas as extrações correspondentes aos 3^o e 4^o pré-molares. Na hemi-mandíbula esquerda foram realizadas as extrações dos 2^o, 3^o e 4^o pré-molares. Os dentes foram hemi-seccionados sob abundante irrigação com solução fisiológica mediante broca cônica com a extremidade em forma de chama (Figura 4.1). A avulsão dos dentes foi realizada com elevadores radiculares e fórceps.

Figura 4.1-Hemi-seção das estruturas dentárias para posterior exodontia

Após a verificação e limpeza dos alveólos dentários com solução fisiológica, a colocação dos implantes de titânio foi realizada.

4.1.3 Cirurgia para colocação dos implantes de titânio

Nove implantes de titânio (4.0mm x 9mm Titamax Poros Neodent® Curitiba-Brasil) foram usados para esta pesquisa. Três implantes foram colocados em cada cão, sendo dois como suportes para a prótese parcial fixa implanto-suportada (hemi-mandíbula esquerda) e um implante para a prótese dento-implanto-suportada (hemi-mandíbula direita). O protocolo de perfuração estabelecido por Branemark, Zarb e Albreksson (1985) e modificado por Jiménez-López (2004) foi realizado a fim de conseguir uma estabilidade primária adequada dos implantes no leito receptor.

Na hemi-mandíbula do lado direito, o guia cirúrgico (haste metálica de 20mm de comprimento, especialmente confeccionado para este fim) foi posicionado na zona média do 2º pré-molar para iniciar a perfuração óssea na região distal do guia, sob abundante irrigação externa. Imediatamente após a perfuração óssea, o implante de titânio foi colocado no respectivo leito até ficar posicionado ao nível da crista óssea (Figuras 4.2). O parafuso de cobertura foi colocado e o retalho reposicionado parcialmente com sutura descontínua com fios absorvíveis (Vycril 4-0). A seguir foi realizado o preparo do 2º pré-molar com broca cônica topo arredondado sob abundante irrigação em alta rotação. Um bisel foi

também realizado na área marginal do preparo, estabelecendo o preparo para receber uma coroa totalmente metálica (Figura 4.3). As perfurações ósseas foram realizadas mediante uso de contra-ângulo para implantodontia (Antogyr® 20-1. França), em 1200 rpm controlados pelo motor para cirurgia de implantes BLM-600 Plus da marca DRILLER® (Brasil). As brocas usadas foram as do kit cirúrgico básico para colocação de implantes da marca Neodent® (Curitiba-Brasil).

Figura 4.2-Guia cirúrgico posicionado delimitando a região para a colocação do implante de titânio (a) e implante posicionado (b)

Figura 4.3-Dente sendo preparado

Na hemi-mandíbula do lado esquerdo foi tomada a posição do 2º pré-molar para a iniciação da perfuração óssea sob abundante irrigação externa. A seguir o implante foi posicionado e serviu como ponto de referência para posicionar o guia cirúrgico e iniciar na região distal deste, a perfuração correspondente ao segundo implante de titânio (Figuras 4a–4b).

Figura 4.4-Montador e implante (seta) posicionados na região correspondente ao 2º pré-molar e guia cirúrgico em posição indicando a zona de colocação do 2º implante de titânio (a) e ambos implantes posicionados ao nível da crista óssea (b)

4.1.4 Moldagem de transferência

Após a colocação dos implantes de titânio, os “transfers” para moldeira fechada (Neodent® Curitiba-Brasil) foram posicionados sobre cada implante e sutura parcial descontínua foi realizada ao seu redor. A seguir os procedimentos para a moldagem de transferência usando a técnica de moldagem dupla simultânea foram realizados. Para este fim, moldeira perfurada confeccionada

previamente em acetato foi usada para carregar o material de moldagem (silicona de condensação: Xantopren[®] Pasta densa e fluida) (Figura 4.5).

Figura 4.5- “Transfers” em posição sobre os implantes (a) e moldagem sendo realizada (b)

Após a moldagem de transferência, a sutura descontínua com fios absorvíveis (Vycril 4-0) foi completada para lograr o fechamento total dos retalhos.

O cuidado pós-operatório seguiu o protocolo estabelecido pela equipe do Laboratório de Odontologia Comparada da FMVZ da USP.

Os cuidados de higiene dental foram realizados duas vezes por semana e incluíram aplicação de gluconato de clorexidina ao 0,12% em spray (esta última durante duas semanas após as extrações dentárias). Todos os cães foram mantidos sob dieta pastosa e água “ad libitum”.

4.1.5 Confeção do modelo de trabalho

Após ter retirado o molde da boca do animal, os “transfers” foram desparafusados dos implantes e posteriormente parafusados aos análogos (Neodent[®]. Curitiba-Brasil) e o conjunto foi posicionado no molde (Figura 4.6).

Figura 4.6- “Transfer” e análogo (seta) (a) e ambos posicionados no molde (b)

Uma espera de 30 minutos foi mantida para proceder o preenchimento do molde com gesso tipo IV (Durone[®]. Dentsply) e foram aguardadas 24 horas para a remoção do modelo de trabalho do molde. Ambas as próteses foram confeccionadas a partir dos enceramentos obtidos sobre componentes tipo UCLA calcinável rotacional (Neodent[®] Curitiba-Brasil) no caso dos pilares sobre implante, e sobre o enceramento do preparo dental no modelo de gesso. Ambos os pilares foram unidos através de uma barra cilíndrica calcinável (Conexão[®]. São Paulo-Brasil) simulando o pântico da prótese parcial fixa. O material escolhido para a

confeção das próteses parciais fixas foi a liga de níquel-cromo (Remanium® CD). Os modelos de trabalho e as próteses são mostrados nas figuras 4.7(a e b).

Figura 4.7-Prótese fixa dento-implanto-suportada (a) e prótese fixa implanto-suportada (b)

4.1.6 Prova das próteses fixas no modelo de trabalho

Após a confecção das próteses, foi realizado no modelo de trabalho o teste do parafuso para comprovar o assentamento passivo das peças (JEMT, 1991) (Figuras 4.8, a e b).

Figura 4.8-Em destaque: parafuso sendo colocado de forma alternada (a) e observação do assentamento passivo no extremo oposto (b) no modelo de trabalho

4.1.7 Prova das próteses fixas nos animais de experimentação

Após dois meses de espera, tempo necessário para o processo de cicatrização (osseointegração), os animais foram sedados e as próteses confeccionadas, testadas em relação ao seu assentamento passivo mediante o teste do parafuso sobre os pilares na cavidade oral (JEMT, 1991) (Figuras 4.9, a e b).

Figura 4.9-Em destaque: parafuso sendo colocado de forma alternada (a) e observação do assentamento passivo no extremo oposto (b)

Após a comprovação do assentamento passivo das peças, foi determinada a data em que os animais seriam levados novamente para sala cirúrgica, quando foi realizada a fixação das próteses através do parafuso de fixação de titânio (Neodent[®] Curitiba-Brasil) realizando o aperto deste com torquímetro manual (Serson[®] São Paulo-Brasil) com 32N. No caso da prótese dento-implanto-suportada, além do uso do parafuso de fixação, foi usado cimento provisório (Temp Bond[®]) na coroa metálica sobre o preparo dental.

4.1.8 Obtenção das hemi-mandíbulas

Os animais foram sedados com injeção intra-venosa de Ketamina e Midazolam e foram sacrificados com Thiopental (10ml) e cloreto de potássio, seguindo o protocolo estabelecido pela equipe do Laboratório de Odontologia Comparada da FMVZ-USP.

A seguir, foi realizada a remoção cirúrgica da mandíbula e a retirada de todas as estruturas moles circundantes: pele, mucosa, ligamentos, músculos e tecido gengival. Após a limpeza da peça anatômica, a mandíbula foi seccionada na região mentoniana, com lâmina de bisturi Nº 15. As hemi-mandíbulas foram mantidas em recipiente com solução fisiológica, à temperatura ambiente.

A condição da mandíbula fresca foi utilizada nos experimentos e as tomadas holográficas foram feitas seguindo as especificações mencionadas por Campos (2001).

4.1.9 Dispositivos para fixação das hemi-mandíbulas

Dois dispositivos especiais de fixação das hemi-mandíbulas foram usados como indicados por Campos (2001) (Figura 4.10) para assegurar a invariabilidade da força aplicada durante o experimento, no que tange às características fundamentais, como: intensidade, ponto de aplicação, direção e sentido da força. Foram realizadas aplicações de carga para cada prótese (em cada hemi-mandíbula) nas regiões correspondentes aos suportes anterior, posterior e à zona média da prótese (pôntico). Hologramas foram obtidos para cada uma dessas condições.

Figura 4.10-Dispositivos especiais para fixação da hemi-mandíbula e aplicação de carga.
Instituto de Física – USP (CAMPOS, 2001)

4.1.10 Obtenção dos Hogramas

Os hologramas foram obtidos no Laboratório de Óptica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo sob coordenação do Prof. Dr. Mikiya Muramatsu.

Cada hemi-mandíbula fresca foi seca em papel toalha e imobilizada na caixa do dispositivo de fixação. Primeiramente, a hemi-mandíbula foi posicionada, de modo que o pino estivesse perpendicular à prótese parcial fixa. Em seguida, a hemi-mandíbula foi fixada na caixa de fixação com quatro parafusos transpassados nas paredes da caixa.

Depois, foi removido o conjunto (caixa + hemi-mandíbula) do dispositivo e se procedeu o vazamento de resina acrílica de rápida polimerização, no interior da caixa para a imobilização completa da hemi-mandíbula. Após a polimerização, o conjunto foi novamente recolocado no dispositivo de fixação, que dispõe de encaixes, possibilitando a retomada da posição inicial. Em seguida, o conjunto foi parafusado para evitar qualquer deslocamento. Este dispositivo permitiu também que a carga fosse aplicada no mesmo ponto de aplicação, com a intensidade, direção e sentido iniciais, sempre que o corpo de prova fosse reposicionado. Esse dispositivo foi fixado sobre uma mesa óptica, suspensa por ar comprimido (Newport®-USA), a fim de evitar vibrações externas.

Foi aplicado um peso de 100g sobre o pino para gerar o deslocamento das peças de estudo. Para a tomada holográfica, foram utilizados um laser He-Ne (Newport® Research – Model 845), um Shutter controler e uma unidade de

estabilização de tensão 0,8 KVA (MK 7000 GR Savage). O laser foi continuamente alimentado com uma fonte de corrente contínua. O feixe característico deste laser emite uma potência de 30 mW. O comprimento de onda de saída foi de 632,8nm. Na mesa holográfica foram dispostos: filtros espaciais (Newport® – USA), espelhos; suportes magnéticos (Newport® – USA), polarizadores, filtros e os dispositivos com as hemi-mandíbulas.

Todos os componentes ópticos foram devidamente fixados à mesa por meio de parafusos, o que permitiu manter a constância do arranjo experimental e a reprodutibilidade dos ensaios.

Para controlar o tempo de exposição (1500 ms), foi usado um obturador com controle eletrônico de exposição.

O experimento foi realizado em ambiente totalmente escuro, livre de correntes de ar e à temperatura constante de 20°C.

A imagem tridimensional da hemi-mandíbula foi obtida pelo método da interferometria holográfica de dupla exposição como descrito por Campos (2001).

4.1.11 Obtenção das imagens

O arranjo holográfico foi disposto como mostrado na Figura 4.11. A hemi-mandíbula com aplicação da carga (100g) sobre a prótese foi iluminada através do laser e esta imagem foi capturada no filme holográfico. A seguir foi retirada a carga e a segunda imagem da hemi-mandíbula livre de tensão foi capturada pelo

mesmo filme holográfico inicial e gerou ao se sobrepor as duas imagens, um padrão de interferência. Este filme holográfico posteriormente foi revelado (solução reveladora D-19 Kodak[®], por 8 minutos e solução fixadora F-7 Kodak[®] por 6 minutos) e na segunda etapa do estudo foi gerado a partir deste filme, o holograma da mandíbula com as franjas características do deslocamento do corpo, imagem que foi capturada por uma câmera CCD (charge couple device) e os dados transmitidos para o computador a fim de se realizar a análise respectiva. As amostras de ambas hemi-mandíbulas sofreram o mesmo tratamento.

Figura 4.11-Arranjo holográfico. FO (feixe objeto), FR (feixe referência)

4.1.12 Aplicação de carga nas hemi-mandíbulas

Todas as hemi-mandíbulas seguiram o mesmo protocolo de aplicação de carga esquematizado nas Figuras 4.12-4.17. Sendo que a hemi-mandíbula do lado esquerdo correspondeu à prótese implanto-suportada e a hemi-mandíbula do lado direito à prótese dento-implanto-suportada.

Quadro 4.2-Figuras representando a aplicação de carga em diferentes posições

4.1.13 Identificação de cada holograma

Um holograma foi obtido para cada situação de aplicação de carga, em total 18 hologramas foram obtidos e nomeados como mostra o Quadro 4.3.

Animais de experimentação	Hologramas obtidos					
	Hemi-mandíbula esquerda			Hemi-mandíbula direita		
	Anterior	Médio	Posterior	Anterior	Médio	Posterior
Animal 1 (C1)	C1EA	C1EM	C1EP	C1DA	C1DM	C1DP
Animal 2 (C2)	C2EA	C2EM	C2EP	C2DA	C2DM	C2DP
Animal 3 (C3)	C3EA	C3EM	C3EP	C3DA	C3DM	C3DP

Quadro 4.3-Descrição dos hologramas obtidos para as condições do estudo

4.1.14 Análise das imagens

Cada filme holográfico revelado foi novamente posicionado na mesa holográfica e iluminado pelo feixe referência do laser usado inicialmente. Assim foi gerada a imagem holográfica de cada condição do estudo.

A imagem holográfica do corpo estudado foi capturada pela câmera CCD (charge couple device) e armazenada no computador. Desta forma, foi possível observar o padrão de franjas resultante da interferência das imagens da superfície

deformada e não deformada dos corpos em estudo. O programa usado para a visualização da imagem holográfica no computador foi Global Lab 6.0.

Como a tensão caminha perpendicularmente às franjas (PEZZOLI et al., 1993), podemos avaliar a distribuição das tensões sobre o corpo da mandíbula e sobre a prótese.

O padrão de franjas observado sobre a superfície do objeto reflete informações qualitativas e quantitativas da tensão distribuída (MANLEY; OVRYN; STERN, 1997; ZENTNER; SERGL; FILIPPIDIS, 1996). A análise qualitativa é realizada mediante a contagem do número, distribuição e densidade de cada franja dentro do padrão de interferometria. O número de franjas é proporcional à magnitude do deslocamento, portanto, quando o espaçamento entre as franjas diminui o deslocamento e as tensões aumentam. Contudo, quando grandes deslocamentos acontecem o número de franjas aumenta e ficam tão próximos um dos outros (franjais) que não podem ser mais observados (HEWITT; ORTH, 1981; HEWITT; ORTH, 1977; PEZZOLI et al., 1993). Ainda padrões de deflexão (compressão ou tensão) são exemplos de deformações num mesmo plano (franjais paralelas entre si) e padrões curvos ou inclinados são exemplos de movimento fora do plano (franjais oblíquas) (HEWITT; ORTH, 1981).

A densidade das franjas varia também em função da magnitude da força aplicada (SILVENNOINEN; NYGRÉN; KARNA, 1992a; SILVENNOINEN; NYGRÉN; KARNA, 1992b) e da estrutura do objeto estudado, pois uma franja larga quando comparada com outra fina provoca maior deslocamento de pontos dentro da área da franja.

A análise quantitativa é realizada mediante a determinação do deslocamento da superfície do objeto estudado. Para isto, dados como o número de franjas e a configuração geométrica da direção dos diferentes feixes usados são necessários (DERMAUT; BEERDEN, 1981; MANLEY; OVRYN; STERN, 1987).

De maneira geral, a análise do padrão de interferência de franjas nos fornece informações sobre o tipo de movimento e deslocamento ocorrido no objeto em estudo (MANLEY; OVRYN; STERN, 1987). Contudo, a avaliação visual (contagem e observação do padrão de interferências de franjas) é um método eficiente e de grande valia na maioria dos casos (OVRYN, 1989). Este método tem sido adotado em todas as pesquisas envolvendo análise do padrão de interferência de franjas no campo da holografia interferométrica (KRAGT; DUTERLOO; BOSCH, 1982; OVRYN, 1989; PAVLIN; VUKICEVIK, 1984; PEZZOLI et al., 1993; ZENTNER et al., 1996).

Sendo assim, o protocolo de contagem e observação do padrão de interferência de franjas foi a avaliação adotada para esta pesquisa.

No entanto, é necessário esclarecer para uma melhor compreensão dos fenômenos observados que o deslocamento da hemi-mandíbula ocorre nos três eixos do espaço (X, Y e Z). Assim, neste trabalho a disposição específica do arranjo holográfico só permite a visualização do padrão de franjas no plano X-Y. Estes dados foram então utilizados no cálculo do deslocamento dos pontos contidos nas franjas escuras observadas (deslocamento no eixo Z).

As imagens dos hologramas obtidos serão mostradas em resultados.

4.1.15 Análise Qualitativa

Além da visualização das franjas na tela do computador, onde podemos analisar a quantidade das franjas e a sua disposição, confeccionamos gráficos utilizando o programa “ORIGIN® 6.0” (Data Analysis and Technical Graphics), para facilitar a compreensão do deslocamento dos pontos contidos nas franjas escuras nos três eixos do espaço. Isto foi necessário, pois a observação completa da superfície da hemi-mandíbula é necessária para uma adequada interpretação do seu comportamento.

A observação do padrão de franjas na hemi-mandíbula em ambas as condições (prótese parcial fixa dento-implanto-suportada e implanto-suportada) foram comparadas entre si. A mesma comparação do padrão de franjas foi realizada em ambos os tipos de próteses.

Os gráficos serão mostrados em Resultados junto com as imagens holográficas para cada condição estudada.

4.1.16 Análise Quantitativa

A análise quantitativa serviu para a confecção dos gráficos com o objetivo de melhorar o entendimento da distribuição do padrão de franjas sobre a hemimandíbula.

Para a confecção dos gráficos, realizamos o mapeamento de cada franja escura localizada desde a base de fixação até distal do 1º pré-molar inferior. Para cada franja escura 14 pontos foram determinados ao longo do seu eixo principal. O valor de deslocamento no eixo Z para cada ponto contido dentro da franja foi determinado a partir das equações descritas adiante.

Para mensuração quantitativa do deslocamento utilizamos a seguinte equação:

$$\text{Para as franjas escuras: } d := \frac{(2n + 1) \cdot \lambda}{4 \cdot \cos \gamma \cdot \cos \theta}$$

Onde:

d.....deslocamento

λcomprimento de onda

n.....número de franja escura

θângulo bisetor entre a direção de iluminação e a direção de observação, sendo: $\theta = (\theta_1 + \theta_0) / 2$

γ ângulo entre o vetor sensibilidade e o vetor deslocamento

A figura 4.18 mostra os dados utilizados nas equações.

Figura 4.18-Diagrama esquemático do deslocamento d , dos ângulos (θ_i , θ_o e γ), do vetor deslocamento e do vetor sensibilidade

Para o cálculo do número da franja, é possível partir de um referencial. Nesse experimento, o referencial foi a região imóvel da hemi-mandíbula (área de fixação na caixa). Dessa forma, pode-se atribuir ao ponto P um parâmetro denominado de "ordem de franja". Esse parâmetro é determinado mediante a numeração sucessiva de franjas, a partir do referencial fixo.

Onde não ocorre deslocamento, não há diferença de caminho, nem de fase, logo esta região é caracterizada por uma franja clara, denominada franja de ordem zero. A próxima franja será denominada franja de ordem 1 (franja escura) , e

assim sucessivamente. Como as franjas escuras se intercalam às franjas claras, as franjas escuras são numeradas como: 1, 2, 3; assim por diante.

É sempre possível atribuir-se uma ordem de franja a qualquer ponto em estudo. O comprimento de onda do laser de Helio-Neon, usado neste estudo, é de 632,8nm. Os valores dos ângulos θ e γ são de 50° e 0° , respectivamente.

4.1.17 Análise estatística

Na revisão da literatura pesquisada observamos que nenhuma análise estatística é realizada sobre o número de franjas (a observação e a contagem do padrão de franjas é o único método usado. Ver materiais e métodos: análise das imagens), no entanto, neste trabalho realizamos a análise estatística com o objetivo de complementar o estudo.

Primeiramente, apresenta-se uma análise descritiva dos dados em questão, visando um melhor entendimento do comportamento das variáveis consideradas definidas abaixo.

Para o estudo em questão, foram consideradas as seguintes variáveis:

- Hemi-mandíbula: Representa a hemi-mandíbula utilizada (D = direita e E= esquerda);
- Local: Representa o local em que a força foi projetada (A: sobre o pilar anterior, M: Ponto médio da barra e P = sobre o pilar posterior);

- Franjas: Representa o número total de franjas;
- Cão: Representa o cão no qual foi medido o número de franjas (C1 = cão 1, C2= cão 2 e C3 = cão 3).

A seguir foi realizada a análise inferencial para verificar a significância das diferenças. A metodologia utilizada para modelar os dados apresentados foi a de modelos lineares generalizados mistos (MLGM) com o objetivo de modelar a possível dependência das observações medidas num mesmo animal. Utilizou-se o modelo de Poisson para o número de franjas (BRESLOW; CLAYTON, 1993; CLEVELAND, 1985; MCCULLOCH; SEARLE, 2001; PINHEIRO; BATES, 2000; VENABLES; RIPLEY, 2002).

4.1.18 Análise descritiva

As hemi-mandíbulas foram codificadas em três dígitos: o primeiro: C: indicando cão, o segundo: o número indica o número do animal e o terceiro D ou E: que indica esquerda ou direita, sendo que no lado direito correspondem às próteses dento-implanto-suportadas e no lado esquerdo correspondem às próteses implanto-suportadas.

O número de franjas para cada hemi-mandíbula, segundo o ponto de aplicação de força é apresentado na Tabela 4.1.

Tabela 4.1-Número de franjas segundo aplicação da força em cada hemi-mandíbula

Animais de experimentação	Número de Franjas segundo o ponto de aplicação da força		
	Anterior	Médio	Posterior
C1D	18	19	14
C1E	13	10	9
C2D	15	15	15
C2E	10	10	10
C3D	22	14	24
C3E	26	24	44

A figura 4.19 mostra o Box-Plot para o número total de franjas, onde existe um ponto aberrante que corresponde a observação do cão 3 na hemi-mandíbula esquerda quando se aplica a força no pilar posterior.

Figura 4.19-Box-Plot para o número de franjas

A Tabela 4.2 mostra as medidas descritivas do número de franjas para os três cães de experimentação. A diferença entre as variabilidades é clara entre o cão 3 (C3) e os outros dois (C1, C2).

Tabela 4.2-Medidas descritivas do número de franjas para os animais de experimentação

	C1	C2	C3
Mínimo	9,00	10,00	14,00
Q1	10,75	10,00	22,50
Mediana	13,50	12,50	24,00
Média	13,83	12,50	25,67
Q3	17,00	15,00	25,50
Máximo	19,00	15,00	44,00
Desvio-padrão	4,07	2,74	9,91
CV (%)	29,42	21,91	38,62

A tabela 4.3 indica que as variáveis do número de franjas sobre o pilar anterior e o ponto médio são equivalentes, por outro lado presença de uma variabilidade maior no número de franjas sobre o pilar posterior é constatada.

Tabela 4.3-Medidas descritivas do número de franjas por local

	A	M	P
Mínimo	10,00	10,00	9,00
Q1	13,50	11,00	11,00
Mediana	16,50	14,50	14,50
Média	17,33	15,33	19,33
Q3	21,00	18,00	21,75
Máximo	26,00	24,00	44,00
Desvio-padrão	5,92	5,43	13,20
CV (%)	34,16	35,40	68,28

A tabela 4.4 mostra as medidas descritivas do número de franjas com relação às hemi-mandíbulas para os três cães. Nota-se que não existe variabilidade no número de franjas para as duas hemi-mandíbulas do cão 2, o números de franjas na hemi-mandíbula direita e esquerda são 15 e 10, respectivamente para os três locais (A, M e P). Para o cão 3 nota-se a diferença de variâncias entre as hemi-mandíbulas.

Tabela 4.4- Medidas descritivas do número de franjas com relação às hemi-mandíbulas para os três cães

	C1		C2		C3	
	Direita	Esquerda	Direita	Esquerda	Direita	Esquerda
Mínimo	14,00	9,00	15,00	10,00	14,00	24,00
Q1	16,00	9,50	15,00	10,00	18,00	25,00
Mediana	18,00	10,00	15,00	10,00	22,00	26,00
Média	17,00	10,67	15,00	10,00	20,00	31,33
Q3	18,50	11,50	15,00	10,00	23,00	35,00
Máximo	19,00	13,00	15,00	10,00	24,00	44,00
Desvio-padrão	2,65	2,08	0,00	0,00	5,29	11,02
CV (%)	15,56	19,52	0,00	0,00	26,46	35,15

A Tabela 4.5 mostra as medidas descritivas do numero de franjas por local nos três cães.

Tabela 4.5 Medidas descritivas do numero de franjas por local nos três cães

	C1			C2			C3		
	A	M	P	A	M	P	A	M	P
Mínimo	13,00	10,00	9,00	10,00	10,00	10,00	22,00	14,00	24,00
Q1	14,25	12,25	10,25	11,25	11,25	11,25	23,00	16,50	29,00
Mediana	15,50	14,50	11,50	12,50	12,50	12,50	24,00	19,00	34,00
Média	15,50	14,50	11,50	12,50	12,50	12,50	24,00	19,00	34,00
Q3	16,75	16,75	12,75	13,75	13,75	13,75	25,00	21,50	39,00
Máximo	18,00	19,00	14,00	15,00	15,00	15,00	26,00	24,00	44,00
Desvio-padrão	3,54	6,36	3,54	3,54	3,54	3,54	2,83	7,07	14,14
CV (%)	22,81	43,89	30,74	28,28	28,28	28,28	11,79	37,22	41,59

4.1.19 Análise inferencial

A seguir foi realizada uma análise inferencial. A metodologia utilizada para modelar os dados apresentados foi a de modelos lineares generalizados mistos (MLGM) com o objetivo de modelar a possível dependência das observações medidas em um mesmo cão. Levando em consideração a observação de uma acentuada assimetria à direita do número de Franjas (Figura 4.19) e usando o fato de que a mesma representa uma contagem, utilizou-se o seguinte modelo Poisson para o número de Franjas:

$$\ln(\mu_{ijk}) = \alpha + \beta_{1i} + \beta_{2j} + \gamma_k ,$$

em que:

μ_{ijk} : Representa o número médio de Franjas para i -ésimo Local ($i=1,2,3$ representando respectivamente os locais A, M e P) na j -ésima hemi-mandíbula ($j=1,2$ representando respectivamente as hemi-mandíbulas direita e esquerda) no k -ésimo cachorro ($k=1,3,5$);

α : Representa o logaritmo do número médio de Franjas quando se está no Local A na hemi-mandíbula direita (Valor de referência);

β_{1i} : Representa o efeito no logaritmo do número médio de Franjas quando se está no i -ésimo Local ao invés do Local de referência fixada a hemi-mandíbula. Perceba que $\beta_{11}=0$;

β_{2j} : Representa o efeito no logaritmo do número médio de Franjas no lado esquerdo ao invés do lado direito fixado o Local. Perceba que $\beta_{21}=0$;

γ_k : Representa o efeito aleatório do k -ésimo cachorro, supõe-se adicionalmente que γ_k tem distribuição Normal com média zero e variância constante σ_γ^2 .

Na Tabela 4.6 apresentamos as estimativas dos parâmetros obtidas pelo método de Máxima Verossemelhança (MV).

Tabela 4.6-Estimativas dos parâmetros

Parâmetro	Estimativa	Erro-padrão	GI	Valor t	Valor-p
α	2,81	0,26	12	10,95	<0,01
β_{12}	-0,12	0,21	12	-0,59	0,57
β_{13}	0,11	0,20	12	0,55	0,59
β_{22}	0,00	0,17	12	0,00	>0,99
σ_γ^2	0,09	-	-	-	-

A Tabela 4.7 apresenta a análise de desvio.

Tabela 4.7 Análise de Desvio

Fonte de variação	Valor F	Valor-p
Intercepto	174,45	<0,01
Local	0,65	0,54
Hemi-mandíbula	0,00	1

Finalmente pelas tabelas 4.6 e 4.7 concluí-se que não existe diferença significativa entre o número médio de Franjas com relação aos três Locais; e entre o número médio de franjas com relação as duas hemi-mandíbulas, ao nível de significância de 5%. Isto significa que: a análise estatística comprova a semelhança de comportamento entre hemi-mandíbulas do mesmo cão e também comprova a semelhança entre os pontos de aplicação de carga dentro de uma mesma hemi-mandíbula.

5 RESULTADOS

5.1 Análise do padrão de franjas

Analisando as imagens holográficas de todas as amostras, verificamos que de maneira geral:

- 1- Nas hemi-mandíbulas com prótese dento-implanto-suportada, as franjas foram menos espaçadas e em maior número, quando comparadas às hemi-mandíbulas com prótese implanto-suportada.
- 2- Todas as próteses apresentaram um padrão de franjas de deflexão (duas franjas) nos pilares protéticos correspondentes aos implantes. As barras das próteses apresentaram um padrão de franjas que indicam deslocamento semelhante ao observado nas hemi-mandíbulas. Não foram observadas franjas no pilar dentário.
- 3- O padrão de franjas na maioria das hemi-mandíbulas foi vertical, sendo que em alguns casos estas franjas apresentaram maior inclinação, sugerindo deslocamento com torção.
- 4- O padrão de franjas nas próteses dentárias foi horizontal enquanto que o padrão de franjas das hemi-mandíbulas foi vertical.

A seguir para melhor visualização do padrão de franjas observadas nas próteses estudadas (para todas as condições de aplicação de carga), mostramos os seguintes esquemas.

Figura 5.1-Desenho representando as franjas observadas na prótese implanto-suportada para todas as condições de aplicação de carga

Figura 5.2-Desenho representando as franjas observadas na prótese dento- implanto-suportada para todas as condições de carga

Figura 5.3-Imagem do holograma C1DA. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.4-Representação gráfica do deslocamento da hemi-mandíbula C1DA

Figura 5.5-Imagem do holograma C1DM. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.6-Representação gráfica do deslocamento da amostra C1DM

Figura 5.7-Imagem do holograma C1DP. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.8-Representação gráfica do deslocamento da amostra C1DP

Figura 5.9- Imagem do holograma C1EA. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.10- Representação gráfica do deslocamento da amostra C1EA

Figura 5.11-Imagem do holograma C1EM. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.12-Representação gráfica do deslocamento da amostra C1EM

Figura 5.13-Imagem do holograma C1EP. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.14-Representação gráfica do deslocamento da amostra C1EP

Figura 5.15-Imagem do holograma C2DA. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.16-Representação gráfica do deslocamento da amostra C2DA

Figura 5.17-Imagem do holograma C2DM. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.18-Representação gráfica do deslocamento da amostra C2DM

Figura 5.19-Imagem do holograma C2DP. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.20-Representação gráfica do deslocamento da amostra C2DP

Figura 5.21-Imagem do holograma C2EA. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.22-Representação gráfica do deslocamento da amostra C2EA

Figura 5.23-Imagem do holograma C2EM. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.24-Representação gráfica do deslocamento da amostra C2EM

Figura 5.25-Imagem do holograma C2EP. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.26-Representação gráfica do deslocamento da amostra C2EP

Figura 5.27-Imagem do holograma C3DA A seta indica as frangas na prótese

Figura 5.28-Representação gráfica do deslocamento da amostra C3DA

Figura 5.29-Imagem do holograma C3DM. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.30-Representação gráfica do deslocamento da amostra C3DM

Figura 5.31-Imagem do holograma C3DP. A seta indica as franjas na prótese

Figura 5.32-Representação gráfica do deslocamento da amostra C3DP

Figura 5.33-Imagem do holograma C3EA. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.34-Representação gráfica do deslocamento da amostra C3EA

Figura 5.35-. Imagem do holograma C3EM. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.36-Representação gráfica do deslocamento da amostra C3EM

Figura 5.37-Imagem do holograma C3EP. As setas indicam as franjas na prótese

Figura 5.38-Representação gráfica do deslocamento da amostra C3EP

A seguir mostramos os resultados da distribuição de franjas para cada ponto de aplicação de carga.

5.1.1 Animal 1

No caso da aplicação de carga sobre o pilar anterior (Figura 5.3) e na zona média (Figura 5.5) da prótese dento-implanto-suportada, observamos um padrão vertical e número semelhante de franjas: 18 e 19 respectivamente. Já no caso da aplicação da carga na zona posterior (Figura 5.7) o padrão de franjas continua sendo vertical com a diferença de serem 14 o número de franja.

No caso da aplicação de força sobre o pilar anterior (Figura 5.9) da prótese implanto-suportada pode ser observado um número de 13 franjas e um padrão de franjas inclinado que indica deslocamento lateral (fora do plano da imagem) e torção simultânea. No caso da aplicação de força na zona média (Figura 5.11) e posterior da prótese (Figura 5.13) foram observadas 10 e 9 franjas respectivamente. A distribuição observada em ambos os casos é vertical e semelhante, indicando deslocamento para fora do plano da imagem.

5.1.2 Animal 2

A aplicação das cargas nas três condições experimentais (Figuras 5.15, 5.17 e 5.19), na prótese dento-implanto-suportada gerou padrões de franjas semelhantes, com um número de 15 franjas para cada condição e um padrão vertical indicando um deslocamento lateral para fora do plano da imagem.

No caso da aplicação de carga sobre as próteses implanto-suportadas, (Figuras 5.21, 5.23 e 5.25) mostraram um comportamento semelhante tanto no número de franjas (10) assim como no padrão vertical; Isto indica um deslocamento lateral fora do plano da imagem.

5.1.3 Animal 3

No caso da aplicação da força na zona anterior (Figura 5.27) da prótese dento-implanto-suportada, pode ser observado um total de 22 franjas e um padrão de franjas verticais que indicam o deslocamento para fora do plano da imagem. No caso da aplicação da força na zona média da prótese (Figura 5.29), pode ser observado um número de 14 franjas e padrão de distribuição de franjas que indicam deslocamento e torção simultânea para fora do plano da imagem. No caso da aplicação da carga na zona posterior da prótese (Figura 5.31) pode ser

observado um numero de 24 franjas e um padrão de franjas vertical o que sugere um deslocamento lateral fora do plano da imagem.

Quando aplicada carga na zona anterior da prótese implanto-suportada (Figura 5.33), podem ser observadas 26 franjas de interferência com padrão vertical indicando deslocamento lateral fora do plano da imagem. Quando aplicadas forças nas zonas media e posterior da prótese (Figuras 5.35 e 5.37) foi observado um número de 24 e 42 franjas respectivamente e um padrão de distribuição que indicam torção.

6 DISCUSSÃO

A literatura apresenta uma ampla discussão em relação ao uso associado de um dente natural e um implante osseointegrado como pilares de suporte para as próteses parciais fixas, sem chegar a um denominador comum. As diferenças estruturais destes suportes contribuem para a difícil compreensão das respostas biológicas e do comportamento biomecânico das estruturas envolvidas.

As principais diferenças entre dentes e implantes referem-se à maneira como eles se ancoram, absorvem e distribuem as cargas funcionais ao osso. No caso dos dentes, essas funções são exercidas pelo ligamento periodontal. Já nos implantes, para alguns autores, consegue-se tal efeito pela resiliência do conjunto formado pelo próprio implante e pelos componentes da prótese (RANGERT; TORSTEN; JORNEUS, 1989). Para outros, a presença dos componentes da prótese aliada à resiliência do osso de suporte promovem um grau de mobilidade, que pode se equiparar à do ligamento periodontal, quando uma carga é aplicada sobre a prótese dento-implanto-suportada (CAVICCHIA; BRAVI, 1994; CHEE; CHO, 1997).

Contudo, há que se lembrar que o fato mencionado anteriormente não pode ser levado em conta em todos os casos, pois, as características do ligamento periodontal mudam dependendo da região onde o dente está localizado e inclusive a força mastigatória possui grande variação inter-pessoal (GUNNE et al., 1997). Portanto, as condições do ligamento periodontal assim como a força de mordida

podem sobrecarregar o sistema, quando a prótese não é confeccionada adequadamente.

A maioria dos autores não considera a união dente-implante como uma opção de primeira escolha, porque teoricamente o potencial de complicações biomecânicas seria alto (ASTRAND et al., 1991; NAERT et al 2001b; SCHLUMBERGER; BOWLEY; MAZE, 1998; SHEETS; EARTHMAN, 1997;).

A seguir, analisaremos o comportamento da prótese dento-implanto-suportada, bem como do tecido ósseo de suporte, em função dos diferentes pontos de aplicação de carga.

Quando aplicamos carga sobre o pilar dentário (Figuras 5.3, 5.15 e 5.27), provocamos um deslocamento em sentido ocluso-apical levando à prótese para um movimento de alavanca em sentido da aplicação da força. Neste caso, a força de reação, assim como o momento, fica concentrada na extremidade fixa (pilar do implante + implante). A maior concentração de esforços no lado do implante também foi encontrada por outros autores, tais como: Montoya, 2003, Rangert; Gunne e Sullivan, 1991, Rangert; Torsen e Jorneus, 1989, Weinberg e Kruger, 1994, que usaram outras metodologias.

As franjas de deflexão podem ser definidas como franjas de tensão, porque no momento em que o sistema gira em torno da aplicação da força, geram-se também os fenômenos de compressão e de tensão. Observamos que a compressão (em porcentagem menor) localiza-se numa área pequena, para mesial do pilar protético do implante e a tensão (em porcentagem maior) fica localizada na área restante do pilar protético do implante, concordando com os achados de Betiol, 2002, Menicucci et al., 2002, Montoya, 2003, Nishimura et al.,

1999, Ochiai et al 2003, Rangert; Gunne e Sullivan, 1991, Rangert; Torsen e Jorneus, 1989.

A não observação de franjas na zona correspondente ao pilar dentário indica que o deslocamento do dente foi complexo. Isto quer dizer que o deslocamento do dente foi maior e/ou fora do plano de observação do arranjo holográfico, e o sistema não foi capaz de detectar esse movimento (sistema holográfico disposto para análise de deslocamento no eixo X e Y). A diferença de mobilidade entre dentes e implantes osseointegrados tem sido salientada por vários autores (COHEN; ORENSTEIN, 1994; HOSNY et al., 2000). A comprovação do deslocamento dentário pode ser determinada ao observar as franjas de deflexão na extremidade fixa da prótese (implante), pois, como todo fenômeno físico, para cada ação existe uma reação (OLIVEIRA, 1997).

O padrão de franjas observado nas barras protéticas (em ambos os tipos de próteses) é semelhante ao observado nas hemi-mandíbulas. Isto indica que elas se deslocaram acompanhando movimento das hemi-mandíbulas.

É importante salientar que cada componente do sistema estudado (prótese e osso) apresentam deslocamentos nos três eixos do espaço. Sendo assim, para qualquer caso de deslocamento, estamos observando um deslocamento final que é a resultante da combinação do deslocamento do corpo nos três eixos do espaço.

Quando é aplicada carga na zona media da prótese dento-implanto-suportada (Figuras 5.5, 5.17 e 5.29), pode ser observado um padrão de franjas de deflexão semelhante ao caso anterior. Neste caso, quando a carga avança no sentido de se aproximar do implante, a zona de compressão mencionada anteriormente (mesial do pilar protético do implante) aumenta em área e a zona de

tensão (distal do pilar de implante) começa a diminuir. Portanto, a medida que a força se aproxima ao ponto de fixação (implante) a reação do pilar do implante é de uma maior concentração de deflexão causada por compressão e menor concentração para a tração. Assim, podemos definir as franjas observadas como franjas de deflexão que possuem uma grande proporção de compressão e menor de tensão. O fenômeno de concentração de esforços (compressão) no implante, à medida que a carga se aproxima ao implante, tem sido reportada por vários autores (MONTROYA, 2003; NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003; RANGERT; GUNNE; SULLIVAN, 1991).

Quando a força é aplicada na área correspondente ao implante na prótese dento-implanto-suportada (Figuras 5.7, 5.19 e 5.31), observamos franjas de deflexão. Quando a carga esta localizada sobre o implante, existe uma solicitação maior deste suporte. A carga vertical sobre este pilar causa aumento das tensões nesta estrutura devido à compressão existente (MONTROYA, 2003; NISHIMURA et al., 1999; OCHIAI et al., 2003; RANGERT; GUNNE; SULLIVAN, 1991). Portanto, as franjas de deflexão observadas no pilar da prótese são em uma porcentagem muito maior de compressão quando comparadas com as situações anteriores.

Em relação ao suporte ósseo analisando as imagens holográficas, verificamos que, nas hemi-mandíbulas portadoras de próteses dento-implanto-suportadas, as franjas foram menos espaçadas e em maior numero, quando comparadas com as amostras das hemi-mandíbulas portadoras de próteses implanto-suportadas (com exceção do cão 3).

O princípio da interferometria holográfica determina que o deslocamento provocado pela ação de uma força sobre um corpo, é diretamente proporcional ao

número de franjas e tem direção perpendicular às franjas (PEZOLLI et al., 1993). Sabe-se, também, que a força é diretamente proporcional ao deslocamento (lei de Hooke), isto é, a força e o deslocamento caminham na mesma direção. Portanto, quando analisamos o número de franjas e o deslocamento, podemos analisar a distribuição das tensões (CAMPOS, 2001).

Assim, verificamos que, no geral, as hemi-mandíbulas com próteses dento-implanto-suportadas transmitiram maior tensão que as correspondentes com próteses implanto-suportadas.

Todas as hemi-mandíbulas usadas neste experimento tiveram a característica de peças anatômicas frescas (pós-morte), portanto, parece que a resiliência do ligamento periodontal (pilar anterior da prótese) gerou um movimento de alavanca em sentido da aplicação da força. Contudo, neste caso específico estamos frente a um duplo sistema de alavanca: da prótese dento-implanto-suportada e do próprio peso da hemi-mandíbula submetida à carga. A prótese dento-implanto-suportada assim como a hemi-mandíbula correspondem ao sistema definido como alavanca inter-resistente (2º classe) com uma extremidade fixa e a outra livre, sistema que cria um momento de força quando aplicada carga na extremidade livre (OLIVEIRA, 1997).

Este duplo sistema de alavanca gerou uma concentração maior das tensões na zona correspondente ao pilar posterior (implante), as quais foram transmitidas para as hemi-mandíbulas.

A seguir, analisamos o comportamento das tensões nas próteses implanto-suportadas, assim como no tecido ósseo de suporte, em função dos pontos de aplicação da carga.

O padrão de franjas observado nestas próteses foi de deflexão (duas franjas em cada pilar protético sobre o implante, em todos os casos de aplicação de carga). Onde a força foi aplicada podemos dizer que foram observadas franjas de compressão e no lado oposto da prótese franjas de tensão foram observadas.

Para todas as condições de carga, o padrão de deflexão (compressão ou tensão) foi semelhante. Isto demonstra uma distribuição uniforme dos esforços pela estrutura da prótese.

Uma das considerações biomecânicas mais importantes em relação à distribuição dos esforços mastigatórios diz respeito à rigidez da prótese dentária.

De maneira geral, se uma prótese é rígida, o esforço aplicado é distribuído uniformemente para os componentes do sistema. A prótese implanto-suportada é considerada rígida, pois possui suficiente espessura de metal (WEINBERG, 1993; WEINBERG; KRUGER, 1994). Contudo, para uma distribuição uniforme dos esforços, uma análise da dureza e flexibilidade de todos os componentes da prótese são necessários (no caso da prótese implanto-suportada os suportes intermediários são os implantes) (SKALAK, 1983; WEINBERG; KRUGER, 1994).

Dentro do conceito de prótese rígida aplicada a prótese implanto-suportada, diversos autores têm salientado a distribuição uniforme das tensões para os pilares de suporte (BRANEMARK; ZARB; ALBREKTSSON, 1985) e para os componentes da prótese (OLIVEIRA, 1997; SHEETS; EARTHMAN, 1997). Isto pode ser comprovado, pois como mencionado por Stegariou et al. (1998) e van Rossen et al. (1990) existe uma distribuição uniforme das tensões ao redor dos pilares de suporte. Contudo, esta distribuição de esforço passa necessariamente pela prótese dentaria parafusada aos implantes.

No caso da distribuição das tensões nas hemi-mandíbulas portadoras da prótese implanto-suportada, as franjas foram mais espaçadas e em menor número, o que indica uma menor concentração das tensões. O momento de força criado pela prótese dento-implanto-suportada não está presente nas hemi-mandíbulas com prótese implanto-suportada razão para o comportamento observado.

Também foi possível observar que a variação do ponto de aplicação de carga parece mostrar um número diferente de franjas dentro de uma mesma hemi-mandíbula para ambos os tipos de próteses. Isto pode ser explicado, em razão da alta complexidade da resposta óssea frente à aplicação de uma carga.

Quando analisamos a literatura específica sobre a biomecânica da união dente-implante observamos que de maneira geral os autores agrupam 4 fatores como sendo de importância para compreensão dos fenômenos envolvidos neste complexo sistema: a) diferença de mobilidade entre os suportes (dente e implante) (COHEN; ORENSTEIN, 1994; HOSNY et al., 2000), b) distribuição do estresse nos pilares de suporte (CAVICCHA; BRAVI, 1994; COHEN; ORENSTEIN, 1994; RANGERT; TORSSEN; JORNEUS, 1989), c) fenômeno de intrusão dentária (dente pilar) (ERICSSON et al., 1986; FUGAZZOTO et al., 1999; LIND et al., 1999; SCHLUMBERGER; BOWLEY; MAZE, 1998) e d) o uso de diferentes tipos de conectores para a união dente-implante (quadro 1). No entanto, poucas análises específicas ao respeito da distribuição do estresse no osso de suporte são encontradas na literatura.

Nesta pesquisa, a análise da distribuição das tensões no osso de suporte com o uso da técnica de interferometria holográfica de dupla exposição tem como

grande vantagem o uso da própria peça anatômica (osso). Isto representa uma avaliação mais próxima de situações *in vivo*, quando comparadas a outras metodologias. Sendo assim, através do padrão de franjas observado para as condições deste estudo e frente aos princípios da técnica holográfica podemos afirmar que houve uma menor distribuição de estresse nas hemi-mandíbulas portadoras das próteses implanto-suportadas (com exceção da mandíbula do cão 3) quando comparadas com as hemi-mandíbulas portadoras das próteses dento-implanto-suportadas.

A observação de franjas inclinadas como no caso das figuras 5.9, 5.29, 5.35 e 5.37 correspondem, como mencionado anteriormente, a um deslocamento fora do plano de observação, sugerindo torção simultânea. Esta resposta óssea decorre da grande variação das respostas ósseas quando submetidas a carregamento. Isto, como demonstrado por vários pesquisadores, depende da alta complexidade estrutural da estrutura óssea (ASHMAN; VANBUSKIRK, 1987; COWIN, 1989; FERRE et al., 1985; OLIVEIRA, 1997).

Em relação ao comportamento da mandíbula do cão 3, esta apresenta um padrão e número de franjas (padrão vertical com menor espaçamento entre as franjas e número de franjas maior que as outras mandíbulas) que indicam uma maior tensão na hemi-mandíbula quando comparadas com as outras hemi-mandíbulas (cão 1 e cão 2). Todas as hemi-mandíbulas usadas nesta pesquisa receberam o mesmo tratamento tanto na preparação para colocação dos implantes osseointegrados, na confecção das próteses e na aplicação da carga. Portanto, provavelmente uma explicação este tipo de comportamento (maior tensão) pode ser devido à própria estrutura óssea, característica do cão 3.

Uma observação específica da revisão da literatura nos permite avaliar que na maioria das pesquisas (quadro 2.1) os tratamentos com prótese dento-implanto-suportadas em grupos humanos mostram resultados diferentes quando comparados entre si. Isto nos ajuda a compreender os inúmeros fatores que influenciam este tipo de reabilitação, assim como a grande variedade das respostas ósseas. A estrutura óssea é capaz de responder a estímulos de maneira muito diferente ainda dentro de um mesmo indivíduo (MC NEILL, 2000). Assim, salientamos a necessidade de direcionar as pesquisas para maior compreensão das respostas ósseas, pois, suas características podem ser relevantes no sucesso das reabilitações protéticas implanto-suportadas.

O método holográfico também nos permitiu realizar avaliação direta da distribuição das tensões sobre as próteses dentárias. Ainda salientamos a grande importância desta análise, pois trata-se do estudo da prótese dentária sobre seus pilares reais (implante e/ou dente). Pudemos verificar que houve uma distribuição diferente do estresse entre ambos os tipos de próteses (implanto e dento-implanto-suportada).

A análise estatística deste trabalho mostrou uma semelhança em todas as condições de aplicação de carga dentro de uma mesma hemi-mandíbula para ambos os tipos de próteses e para ambas hemi-mandíbulas de um mesmo cão. Todavia, um objeto pode apresentar o mesmo padrão de franjas, inclusive macroscopicamente “semelhantes”, por exemplo, 3 franjas finas num objeto e três franjas largas num outro. A avaliação numérica nós indicaria uma semelhança de comportamento entre ambos objetos estudados. No entanto, isto nos levaria a um erro, pois o número de franja não indica comportamento similar em objetos com

este padrão. Devemos lembrar que cada franja apresenta uma característica diferente (densidade, distribuição, e pontos de deslocamento variados). Este fato ainda é mais notado no caso do estudo das estruturas ósseas, pois cada ponto analisado sobre a superfície apresenta uma resposta muito variável. Portanto, em holografia a interpretação do padrão de interferências é preponderante sobre qualquer resultado numérico.

Finalmente, após a realização deste trabalho e em conjunto com a ampla revisão da literatura, podemos sugerir como aplicação clínica a escolha das próteses implanto-suportadas quando comparadas com as dento-implanto-suportadas, em função da alta complexidade de resposta do tecido ósseo e da grande porcentagem de complicações biomecânicas decorrentes do uso de um duplo sistema de suporte (dente-implante). No entanto, devemos salientar que o conhecimento teórico e clínico deve nortear a escolha das reabilitações implanto-suportadas.

7 CONCLUSÃO

Os resultados obtidos, de acordo com a metodologia utilizada, nos permitem concluir que:

- De forma geral as hemi-mandíbulas com próteses dento-implanto-suportadas sofreram maior tensão quando comparadas com as hemi-mandíbulas com próteses implanto-suportadas.
- As próteses implanto-suportadas foram aquelas que apresentaram uma melhor distribuição do estresse quando comparadas às dento-implanto-suportadas.

REFERÊNCIAS¹

Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years' function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):551-8.

Akça K, Iplikçioglu H. Evaluation of the effect of the residual bone angulation on implant-supported fixed prosthesis in mandibular posterior edentulism Part II: 3-D Finite element stress analysis. *Implant Dent* 2001;10(4):238-45.

Ashman RB, Vanbuskirk WC. The elastic properties of a human mandible *Adv Dent Res* 1987;1:64-7.

Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M. Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: a 2-year longitudinal study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(3):305-12.

Azizov MA, Bakhtin VG, Polukhina SP. Use of optical holography for research on the stressed deformation state of dental bridgework made of metal. *Stomatologiya* 1985;64(6):66-8.

Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Shepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-58.

Batista LR, Muramatsu M, Campos TN. Stress analysis of fresh and macerated dog mandibles. Holographic interferometric double exposition method. *Proc SPIE* 2003;4829:1012-13.

Batista LR, Muramatsu M, Maruyama, NE, Paiva JB, Neto J. Avaliação das áreas de tensão promovidas pelo aparelho de expansão rápida da maxila utilizando-se a

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

técnica de interferometria holográfica. In: 24 Encontro Nacional de Física da Matéria Condensada, 2001; São Lourenço. São Paulo: SBF; 2001. p.455, Res.323

Batista LR, Muramatsu M, Mori M, Campos TN, Nakao E, Secco A. Interferometria holográfica aplicada ao estudo da distribuição de tensões em dente submetido a carregamento. In: Anais da 16ª Reunião Anual da Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológica; 1999; Águas de São Pedro. São Paulo: Sociedade Brasileira de Pesquisa Odontológicas; 1999. p. 155, Res.B215.

Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. J Prosthet Dent 2000;84(2):210-4.

Benzing UR, Gail H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. Int Oral Maxillofac Implants 1995;10:188-98.

Betioli EAG. Comportamento biomecânico de uma prótese parcial fixa posterior, usando como pilares um dente natural e um implante osseointegrado [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2002.

Biancu S, Ericsson I, Lindhe J. The periodontal ligament of teeth connected to osseointegrated implants: An experimental study in the beagle dog, J Clin Periodontol 1995;22(5):362-70.

Blandin M, Duron C, Soulet H. Study by holographic interferometry of dimensional variability in precision-moulding materials used in odontology. Proc SPIE 1977;136:130-4.

Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, et al. Prospective evaluation of implants connected to teeth. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17(4):473-87.

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.

Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg 1977;16 Suppl:1-132.

Braun S, Bottrel JA, Lee KG, Lunazzi JJ, Legan HL. The biomechanics of rapid maxillary sutural expansion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2000;118(3):257-61.

Breslow NE, Clayton DG. Approximate inference in generalized linear mixed models. *Journal of the American Statistical Association* 1993;88:9-25

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod* 1980;77:396-409.

Buschang PH, Ceen RF, Schroeder JN. Holographic storage of dental casts. *J Clin Orthod* 1990;24(5):308-11.

Campos TN. Análise das tensões em mandíbulas frescas, fixadas e maceradas de cães: método da interferometria holográfica de dupla exposição [Tese de Livre-Docência]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2001.

Canut JA, Dalmases F, Gandia JL, Salvador R. Effects of maxillary protraction determined by laser metrology. *Eur J Orthod* 1990;12(3):340-5.

Cavicchia F, Bravi F. Free-standing vs tooth-connected implant-supported fixed partial restorations: a comparative retrospective clinical study of the prosthetic results *Int J Oral Maxillofacial Implants* 1994;9(6):711-18.

Chee WW, Cho G. A rationale for not connecting implants implants to natural teeth. *J Prosthodont* 1997;6(1):7-10.

Chen TY, Chang GL, Wu SH. Holographic evaluation of the marginal fits of complete crowns loaded at the central fossa. *Opt Eng* 1995;34(5):1364-8.

Chernukh AM, Danilov VA, Miller GS, Siniakov VS. Some problems in the use of holography in medical-biological studies. *Med Tekh* 1976;(1):30-3.

Clepper DP. Should natural teeth and osseointegrates implants used in combination to support a fixed prosthesis? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(6):855-9.

Cleveland WS. The Elements of Graphing Data. Monterey, CA: Wadsworth; 1985.

Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(2):230-4.

Corso M, Sirota C, Fiorellini J, Rasool F, Szmukler-Moncler S, Weber HP. Clinical and radiographic evaluation of early loaded free-standing dental implants with various coatings in beagle dogs. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):428-35.

Cowin SC. Bone mechanics. Boca Raton: CRP Press; 1989.

Dalkiz M, Zor M, Aykul H, Toparli M, Aksoy S. The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent* 2002;11(3):293-300.

De Marco TJ, Paine S. Mandibular dimensional change. *J Prosthet Dent* 1974;31(5):482-5.

Dermaut LR, Beerden LL. The effects of class II elastic force on a dry skull measured by holographic interferometry. *Am J Orthod* 1981;79(3):296-304.

Dirtoft BI. Dimensional changes due to inhibition in different processed dentures [abstract 21]. *J Dent Res* 1980;59:1902.

Dirtoft BI, Jansson JF. Holography and deformation analysis of na implant bridge during loading [abstract 448]. *J Dent Res* 1986;65:775.

Dirtoft BI, Jansson JF, Abramson NH. Using holography for measurement of in vivo deformation in a complete maxillary denture. *J Prosthet Dent* 1985;54(6):843-6.

Duterloo HS, Kragt G, Algra AM. Holographic and cephalometric study of the relationship between craniofacial morphology and the initial reactions to high-pull headgear traction. *Am J Orthod* 1985;88(4):297-302.

English CE. Root intrusion in tooth-implant combination cases. *Implant Dent* 1993;2(2):79 -85.

Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S. A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;13(4):307-12.

Ferre JC, Legoux R, Helary JL, Albugues F, Le Floc'h C, Bouteyre J, et al. Study of the mandible under static constraints by holographic interferometry. New biomechanical deductions. *Anat Clin* 1985;7(3):193-201.

Fischman B. The rotational aspect of mandibular flexure. *J Prosthet Dent* 1990;64(4):483-5.

Fuchs P, Schott D. Anwendung der Holographie bei Verformungsmessungen des menschlicher Gesichtsschädels. *Dtsch Zahnärztl Z* 1973a;28:90.

Fuchs P, Schott D. Holografische interferometrie zur Darstellung von Verformungen des menschlichen Gesichtsschädels. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1973b;83(12):1468-82.

Fugazzoto PA, Kirsch A, Ackermann KL, Neuendorff G. Implant-tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: A survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(6):819-23.

Gabor D, Hariharan P. *Optical holography*. Australia: Cambrigde University Press; 1983.

Garcia LT, Oesterle LJ. Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):227-31.

Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.

Golstein GR, Wesson A, Schweitzer K, Cutler B. Flexion characteristics of four-unit fixed partial denture frameworks using holographic interferometry. *J Prosthet Dent* 1992;67(5):609-13.

Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil* 1997;24(11):863-70.

Gunne J, Rangert B, Glantz PO, Svensson A. Functional loads on freestanding and connected implants in three-unit mandibular prostheses opposing complete dentures: an in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(3):335-41.

Gunne J, Astrand P, Lindh, T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: A 10-year report. *Int J Prosthodont* 1999;12(3):216-21.

Harradine N, Suominen R, Stephens C, Hathorn I, Brown I. Holograms as substitutes for orthodontic study casts: a pilot clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98(2):110-6.

Hewitt AB. An investigation using holographic interferometry of surface strain in bone induced by orthodontic forces: A preliminary report. *Br J Orthod* 1977;4:39-41.

Hewitt AB, Orth D. Holographic investigation of bone response to small forces. *Brit J Orthod* 1981b;8(1):43-6.

Hobkirk JA, Schwab J. Mandibular deformation in subjects with osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:319-28.

Hosny M, Ducyck J, Van Steenberghe D, Naert I. Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth- to implant fixed partial prostheses up to 14-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2000;13(4):340-6.

Hürzeler MB, Quiñones CR, Morrison C, Caffesse RG. Treatment of periimplantitis using guided bone regeneration and bone grafts, alone or in combination, in beagle dogs. Part 1: Clinical findings and histologic observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(4):474-83.

Iroshnikova ES, Kudrin AB, Perk ON, Polukhina SP, Timofeeva-Kol'tsova TP. Use of holographic interferometry in studying the temporomandibular joint. *Stomatologiya* 1982;61(4):46-7.

Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*; 1991;6(3):270-6.

Jiménez-Lopez V. Carga ou função imediata em implantodontia. São Paulo: Quintessence; 2004.

Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL. Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *J Prosthet Dent* 1997;78(4):391-9.

Keating PJ, Parker RA, Keane D, Wright L. The holographic storage of study models. *Br J Orthod* 1984;11(3):119-25.

Kindberg H, Gunne J, Kronstrom M. Tooth- and implant-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. *Int J Prosthodont* 2001;14(6):575-81.

Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am* 1989;33(4):733-91.

Kragt G, Duterloo HS. The initial effects of orthopedic forces: A study of alterations in the craniofacial complex of a macerated human skull owing to high-pull headgear traction. *Am J Orthod* 1982;81:57-64.

Kragt G, Duterloo HS, ten Bosch JJ. The initial reaction of a macerated human skull caused by orthodontic cervical traction determined by laser metrology. *Am J Orthod*. 1982;81(1):49-56.

Kragt G, ten Bosch JJ, Borsboom PC. Measurement of bone displacement in a macerated human skull induced by orthodontic forces; a holographic study. *J Biomech* 1979;12(12):905-10.

Laufer BZ, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *J Oral Rehabil* 1998;25(1):69-80.

Lee KG, Ryu YK, Park YC, Rudolph DJ. A study of holographic interferometry on the initial reaction of maxillofacial complex during protrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;111(6):623-32.

Lin CL, Wang JC. Nolinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:331-40.

Lindh T, Gunne J, Danielsson S. Rigid connections between natural teeth, and implants: A technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12(5):674-78.

Lindh T, Back T, Nystrom E, Gunne J. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(5):441-9.

Mallet RG, Oliveira RN, Batista LR, Muramatsu M. Documentação em odontologia: armazenagem de imagem de modelos de estudo usando hologramas. *Odontol e Soc* 2000;2(1/2):58-61.

Manley MT, Ovrin B, Stern LS. Evaluation of double-exposure holographic interferometry for biomechanical measurements in vitro. *J Orthop Res* 1987;5(1):144-9.

Martensson B, Ryden H. The holodent system, a new technique for measurement and storage of dental casts. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1992;102(2):113-9.

Maruyama NE, Batista LR, Paiva JB, Muramatsu M, Rino Neto J. Avaliação das áreas de tensão promovidas pelo aparelho de expansão rápida da maxila utilizando-se a técnica de interferometria holográfica. *RPG* 2000;7:26.

McCulloch CE, Searle SR. *Generalized, Linear, and Mixed Models*. New York: John Wiley & Sons; 2001.

McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ. A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent* 1989;62(5):586-93.

Mc Neill C. Ciência e prática da oclusão. São Paulo: Quintessence; 2000.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res 2002;13(3):334-41.

Minchan W, Thurgate SM, Lewis AJ. Measurement of dimensional stability of elastomeric impression materials by holographic interferometry. Aust Dent J 1981;26(6):395-99.

Monteith BD. Minimizing biomechanics overload in implant prostheses: a computerized aid to design. J Prosthet Dent 1993;69:495-502.

Montoya RCA. Estudo comparativo da distribuição das tensões ao redor de implante osseointegrado e dente natural, em prótese fixa, comparando-se conectores rígidos e semi-rígidos, através de análise fotoelástica [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2003.

Naert IE, Duyck JAJ, Hosny MMF, Van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years radiographic evaluation. Clin Oral Impl Res 2001a;12(3):237-44.

Naert I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P. A study of 589 consecutive implants supporting complete fixed prostheses. Part II: Prosthetic aspects. J Prosthet Dent 1992;68(6):949-56.

Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. Clin Oral Implants Res 2001b;12(3):245-51.

Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. J Prosthet Dent 1999;81(6):696-703.

Nyman S, Lang NP. Tooth mobility and the biological rationale for splinting teeth. Periodontology 2000 1994;(4):15-22.

Nygrén K, Silvennoinen R, Karna M. Masticatory stress on cranial bones; a holographic study. *Proc SPIE* 1992;1647:164-168.

Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent* 2003;89(5):495-502.

Oliveira EJ. Bioengenharia em implantes osseointegrados. Rio de Janeiro: Pedro Primeiro Ltda; 1997.

Oliveira RN, Mallet RG, Melani RFH, Antunes JLF, Batista LR, Muramatsu M. Perspectiva do emprego da holografia como recurso auxiliar no estudo da estimativa da idade pela análise da cronologia de fechamento das suturas craniais. *Odontol Soc* 2000;2(1/2):8-11.

Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6(2):114-21.

Ovryn B. Holographic interferometry. *Crit Rev Biomed Eng* 1989;16(4):269-322.

Pavlin D, Vukicevic D. Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography. *Am J Orthod* 1984;85(6):498-507.

Pesun IJ, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(3):342-50.

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

Pinheiro JC, Bates DM. *Mixed-Effects Models in S and S-PLUS*. New York: Springer-Verlag; 2000.

Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Techniques of Holographic Displacement Measurement: An Experimental Comparison. *App Opt* 1978;17:1748-56.

Pryputniewicz RJ, Burstone CJ. The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res* 1979; 58:1754-64.

Rangert B, Torsten J, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-7.

Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant-connected to a natural tooth: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6(2):177-86.

Reinhardt W, Reinhardt R, Wenke L. Holographic interferometry studies as a supplementary possibility to instrumental occlusal analysis. *Stomatol DDR* 1985;35(1):9-13.

Richter EJ. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 1989;61(5):602-9.

Richter EJ, Orschall B, Jovanovic SA. Dental implant abutment resembling the two-phase tooth mobility. *J Biomech* 1990;23(4):297-306.

Rieder CE, Parel SM. A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1993;13(4):334-47.

Rydén H, Bjelkhagen H, Söder PO. Movements of health and periodontically involved teeth measured with laser reflection technique. *J Periodontol* 1982;53(7):439-45.

Saito A, Hosaka Y, Sekiguchi K, Kigure T, Isobe S, Shibukawa Y, et al. Responses of peri-implant tissues to undisturbed plaque formation in dogs: clinical, radiographic, and microbiological findings. *Bull Tokyo Dent Coll* 1997;38(1):13-20.

Sanchez del Campo JF, Bermejo Fenoll A, Panchon Ruiz A, Jornet Carrillo V. Dentomaxillary deformation under pressure using holographic interferometry. *Rev Esp Estomatol* 1983;31(5):345-50.

Sheets CG, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent* 1997;77(1):39-45.

Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998;80(2):199-203.

Schwaninger B, Schmidt RJ, Hurst RVV. Holography in dentistry. *J Am Dent Assoc* 1977; 95:814-7.

Senda A, Yoshino H, Saito K, Watanabe T, Hara G, Tawata M. Study on the deformation of impression. Preliminary report: Application of the holographic interferometry. *Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai Shi* 1979;17(3):205-15.

Silvennoinen R, Nygrén K, Karna M. Biomechanical testing of isolated bones: a holographic study. *Opt Eng* 1992a;31(8):1690-4.

Silvennoinen R, Nygrén K, Karna M. Holographic measurements of fresh and dry bone elasticity. *Opt Eng* 1992b;31(8):1695-7.

Silvennoinen R, Nygrén K, Karna M. Holographics nondestructive testing in bone biomechanics. *Proc SPIE* 1992c;1647:156-63.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-8.

Spajer M, Goedgebuer JP. Interferometric studies of the dimensional variations of silicone elastomers. *Optics Lasers Technol* 1979;11:100-2.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(1):82-90.

Suliman AA, Boyer DB, Lakes RS. Interferometric measurements of cusp deformation of teeth restored with composites. *J Dent Res* 1993;72(11):1532-6.

Tangerud T, Gronningstater AG, Taylor A. Fixed partial dentures supported by natural teeth and Branemark system implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:212-9.

Tipler PA. *Fisica moderna*. 3 ed. São Paulo: LTC; 2001.

Valentin I, Taieb A, Benhaim L, Franquin JC, Houri A. Analysis of bone-implant stress distribution. Finite element modeling. *Cah Prothese* 1990;(72):142-53.
van Rossen IP, Braak LH, de Putter C, de Groot K. Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):198-205.

van Straten RJ, Hitge ML, Kalk W, Schenk J. A study of acrylic resin denture base material distortion using computer-aided holographic interferometry. *Int J Prosthodont* 1991;4(6):577-85.

Venables WN, Ripley BD. *Modern Applied Statistics with S*. 4 edition. Springer; 2002.

Wahl G, Lang H. Deformation at the implant interface to prosthetic superstructure: an interferometric approach. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(2):233-8.

Wedendal PR, Bjelkhagen HI. Dental holographic interferometry in vivo utilizing a ruby laser system. I. Introduction and development of methods for precision measurements on the functional dynamics of human teeth and prosthodontic appliances. *Acta Odontol Scand* 1974a;32(2):131-45.

Wedendal PR, Bjelkhagen HI. Holographic interferometry on the elastic deformation of prosthodontic appliances as simulated by bar elements. *Acta Odontol Scand* 1974b;32(3):189-99.

Wedendal PR, Bjelkhagen HI. Dental holographic interferometry in vivo utilizing a ruby laser system II. Clinical applications. *Acta Odontol Scand* 1974c;32(5):345-56.

Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.

Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78(1):22-7.

Wesson A, Goldstein GR, Schulman A. Flexion characteristics of fixed partial denture frameworks tested by using elapsed-time holographic interferometry. *J Prosthet Dent* 1988;60(3):308-10.

Wesson A, Goldstein G, Schulman A. Stress analysis of fixed prosthodontics frameworks utilizing holographic interferometry [abstract 1334]. *J Dent Res* 1986;65:317.

Wictorin L, Bjelkhagen H, Abramson N. Holographic investigation of the elastic deformation of defective gold solder joints. *Acta Odontol Scand* 1972;30(6):659-70.

Yoshino H, Kanamari K, Hashimoto M, Tani T, Mizuno T, Kondo M, Senda A. Effect of the tray on the deformation of the impression. A holography interferometric study. *Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai Shi* 1985;23(1):300-7.

Young JM, Altschuler BR. Laser holographic stress analysis of removable partial denture connectors [abstract 895]. *J Dent Res* 1974;53:278.

Young JM, Altschuler BR. Laser holography in dentistry. *J Prosthet Dent* 1977;38(2):216-25.

Zentner A, Sergl HG, Filippidis G. A holographic study of variations in bone deformations resulting from different headgear forces in a macerated human skull. *Angle Orthod* 1996;66(6):463-72.

APÊNDICE A – Fenômenos ondulatórios

Quando falamos em ondas, estamos imaginando uma perturbação que se propaga em um meio. Podemos ter uma única perturbação, à qual damos o nome de pulso, ou uma sucessão de pulsos periódicos, formando uma onda periódica, ou simplesmente onda. As ondas transportam energia entre pontos diferentes do meio sem transportar matéria entre esses pontos.

No Apêndice A1 observa-se um tipo particular de onda (unidimensional) com algumas de suas características, como comprimento de onda e amplitude. Deve-se ter em mente que as ondas na natureza ocorrem no espaço e, em geral, não estão limitadas apenas a uma dimensão, podendo ter as formas mais variadas possíveis.

Apêndice A1 - Representação da onda unidimensional. Comprimento de onda (λ) e amplitude

A luz é uma forma de radiação eletromagnética e é caracterizada por amplitude, comprimento de onda, velocidade de propagação, direção de propagação, fase e polarização. Quando a luz é refletida ou espalhada por um objeto, todas ou algumas dessas características podem ser alteradas. A avaliação dessas mudanças pode fornecer informações sobre o objeto, tais como, temperatura, tamanho, entre outras. Na holografia e na interferometria holográfica, as manifestações de natureza quântica da luz são desprezíveis, podendo-se fazer uso da teoria eletromagnética clássica da luz (TIPLER, 1985).

Duas ondas de luz, que são capazes de interferir uma com a outra são chamadas de coerentes. As ondas coerentes caminham em sincronia, com as mesmas características (amplitude, fase, frequência, entre outras). Devido à necessidade de coerência, a maioria dos arranjos para interferência é utilizada com duas imagens da mesma fonte.

Difração e Interferência

Difração é a propriedade que a luz possui de contornar arestas e pequenos obstáculos ou barreiras, encurvando-se em suas proximidades. É um fenômeno que não pode ser explicado com base no modelo corpuscular da luz.

Interferência é a combinação de duas ou mais ondas, por sobreposição, num mesmo ponto do espaço. A interferência depende da diferença de fase entre as ondas. Assim, se duas ondas se sobrepuserem numa mesma região do espaço,

isto é, se as cristas e os vales forem coincidentes, haverá uma diferença de fase nula entre ambas (0°). Nesse caso a interferência será construtiva (cristas se somam com cristas e vales com vales) e a intensidade total é máxima.

Por outro lado, se as ondas forem defasadas de 180° (cristas de uma coincidem com vales da outra), a interferência será destrutiva e a intensidade total é mínima (Apêndice A2).

Apêndice A2- Ondas defasadas, interferência construtiva e interferência destrutiva

Formação das franjas de interferência

A holografia é uma técnica para gravar e reconstruir frentes de ondas. As ondas que devem ser gravadas são chamadas de Feixe Objeto. Esse provém da fonte laser, cuja luz incide sobre o objeto e difunde-se como feixe objeto. Para que ocorra a formação do holograma, é necessária a interação de dois feixes de luz coerente. Portanto, o outro feixe de luz, proveniente da mesma fonte laser, é direcionado (através de um espelho plano) diretamente para a placa holográfica. Esse é chamado Feixe Referência (Apêndice A3).

Apêndice A3- Holografia

A holografia é, portanto, a formação de um padrão de interferência pela adição de um feixe de referência coerente ao feixe objeto. A imagem registrada consiste num conjunto de áreas claras e escuras, contendo as informações das características do objeto. A fase da onda difundida está codificada na estrutura desses pontos claros e escuros e a amplitude na sua intensidade (Apêndice A4).

Após a revelação da placa holográfica, o holograma pode ser visualizado pela iluminação com qualquer fonte de luz laser, na mesma direção do feixe referência. O observador verá a imagem do objeto em três dimensões.

Apêndice A4- Formação das áreas claras e escuras

O registro do holograma deve ser feito sem nenhuma alteração no objeto ou no feixe de referência, durante o momento da exposição. Qualquer movimento relativo do objeto, dos componentes ópticos, ou dos raios laser impedirá o registro do holograma. Na pesquisa de Young e Altschuler (1977), para se obter a rigidez

necessária de todos os aparelhos, uma plataforma óptica imóvel, livre de vibração foi conseguida, por meio de uma mesa rígida, auto-refrigerada, isolada do assoalho através de um sistema de suspensão a ar. Os componentes ópticos foram fixados à mesa magneticamente.

O deslocamento do objeto é definido como a diferença da posição tridimensional de um ponto particular da superfície do objeto. Durante o registro do holograma, as posições no primeiro e no segundo pulso são registradas. O holograma contém a informação a respeito de todos os deslocamentos superficiais que ocorreram durante a aplicação de uma carga. Esta informação torna possível a avaliação do padrão de mobilidade de diferentes partes do objeto, como por exemplo, um dente, um grupo de dentes ou uma peça protética (WEDENDAL; BJELKHAGEM, 1974a).

O holograma registra movimentos mínimos, que ocorrem em frações de comprimento de onda da luz. Se o objeto se mover sutilmente entre as exposições, durante a dupla exposição do filme, produzir-se-á um padrão de interferência secundário. Este criará franjas escuras sobrepostas à imagem holográfica reconstruída do objeto original. As franjas indicam um deslocamento do objeto entre as exposições e pode demonstrar a direção e o grau de alteração que ocorrem (Apêndice A5). As franjas interferométricas podem ser usadas para mensurar alterações dimensionais durante variações de temperatura, deformações causadas por tensões e variações relativas de posição devido à vibração ou movimento físico (YOUNG; ALTSCHULER, 1977).

Apêndice A5- Interferometria holográfica de dupla exposição. Formação de franjas

Outra forma de holografia, chamada interferometria em tempo real, permite a observação e o registro de alterações dimensionais quando elas ocorrem. Schwaninger et al. (1977) relatam a obtenção de hologramas in vitro, com aplicação de força dinâmica sobre o objeto, resultando em formação imediata de imagens. Para este processo, é feito um holograma de referência do objeto, em condição estável sem indução de tensões. Em seguida, este holograma é reposicionado exatamente como foi exposto originalmente. A imagem holográfica é, portanto, sobreposta ao objeto original. Uma câmera de televisão (low light level) capta a imagem do objeto, através do holograma de referência. Quando o objeto é submetido à carga, alterando-se dimensionalmente, a diferença, mesmo que seja mínima, entre o objeto antes e após a aplicação da carga, cria um padrão de franjas. Variando-se a tensão produz-se uma imagem dinâmica de

desenvolvimento de franjas, que podem ser monitoradas numa tela de vídeo e registradas em fita. A informação registrada na fita de vídeo pode ser convertida do analógico para o digital, para que possa ser armazenada no computador, e através de interpretação matemática dos padrões das franjas, pode-se determinar quantitativamente a deformação sofrida pelo objeto. O objetivo do sistema é conseguir mensurações precisas da localização, direção e magnitude das forças transmitidas por toda arcada dentária.

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIAPROTOCOLO 01/2003
PARECER 01/2003

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – Subcomissão de Bioética de animais da FOU SP **APROVOU** o protocolo de pesquisa **"Análise da distribuição das tensões através de prótese fixa implantossuportada e prótese fixa em combinação com implante osseointegrado e dente natural em hemi-mandíbulas frescas de canis familiares mediante o método de interferometria holográfica de dupla exposição"**, sob responsabilidade do pesquisador José Eduardo Chorres Rodriguez, sob orientação da Professora Doutora Tomie Nakakuki de Campos.

Cabe aos responsáveis enviar relatórios referentes ao andamento da pesquisa após 06(seis) meses e 01(um) ano desta data, assim como cópia do trabalho ao finalizá-lo.

São Paulo, 04 de Abril de 2003

Prof. Dr. Fabio Daumas Nunes Prof. Dr. Celso Luiz Caldeira

Comissão de Bioética de Animais da FOU SP