SÉRGIO RODRIGUES SIZO

**Avaliação *in vitro* do colar de implantes cone Morse de diferentes
diâmetros sob cargas cêntrica e excêntrica: estudo por meio da
Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle***

Versão Corrigida

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

Área de Concentração: Prótese Dentária

Orientador: Prof. Dr. Matsuyoshi Mori

São Paulo

2011

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

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

Sizo, Sérgio Rodrigues

Avaliação *in vitro* do colar de implantes cone Morse de diferentes diâmetros sob cargas cêntrica e excêntrica: estudo por meio da Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* [versão corrigida] / Sérgio Rodrigues Sizo; orientador Matsuyoshi Mori. -- São Paulo, 2011.

120p. : fig.; 30 cm.

Dissertação -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

Versão corrigida de acordo com sugestões da Banca Examinadora em 15/09/2011

1. Interferometria – Colar de implantes cone morse. 2. Implantes dentários. I. Mori, Matsuyoshi. II. Título.

Sizo SR. Avaliação *in vitro* do colar de implantes cone Morse de diferentes diâmetros sob cargas cêntrica e excêntrica: estudo por meio da Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle*. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas.

Aprovado em: / / 2011

Banca Examinadora

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

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

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Aos meus pais,

Nilo Sérgio Rodrigues Sizo e Vera Lúcia Rodrigues Sizo, por todo apoio, amor e carinho que me dedicam e me confortam sempre. Pelo constante incentivo aos meus estudos e à minha profissão.

À minha irmã,

Isabella Rodrigues Sizo pela amizade e toda paciência prestados durante esse tempo. Muito obrigado pelo apoio incondicional em todos os momentos de minha vida.

À minha namorada,

Lúcia Silva Fidalgo, pelo amor, carinho e compreensão. Por tudo o que vivemos e o que viveremos, muito obrigado! Quero compartilhar este sonho e todos os demais junto a você.

À minha tia,

Tânia Maria de Souza Rodrigues, por ser minha maior motivação na área odontológica.

Ao meu primo,

Rafael Siso Lemos, (*in memoriam*) que foi, e ainda é, um exemplo pra mim.

DEDICO ESTE TRABALHO.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

De forma especial ao meu maior amigo, incentivador, condutor e orientador, Prof. Dr. **Matsuyoshi Mori**, que convivi durante a Disciplina de Prótese Fixa e no Serviço de Oclusão e ATM, da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (FOUSP), durante todos esses anos. Além de um educador, você é um de meus maiores exemplos, como cirurgião-dentista e como pessoa. Pelo tempo despendido a mim, por sua paciência, sua amizade, por me dar apoio, abrir portas e, principalmente, por representar a imagem de ser humano humilde e de coração puro em que tento me espelhar. O admiro e tento seguir seus ensinamentos a cada dia.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. **Mikiya Muramatsu**, Professor Associado do Departamento de Física Geral do IFUSP, e ao MSc. e Dr. **Diogo Soga**, Técnico do Laboratório de Óptica do IFUSP, pela amizade, por disponibilizar todo o material teórico e por nos permitir usufruir de seu espaço de trabalho por um longo período de tempo, viabilizando a montagem do aparato necessário para a realização desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. **Ivo Contin** e ao Prof. Dr. **José Lupi da Veiga**, da Disciplina de Prótese Fixa da FOUSP, por terem colaborado muito com meu aprendizado, amadurecimento profissional e na formação de meu senso crítico e poder de discernimento nas áreas de Prótese e Implantodontia, por abrirem diversas portas e, acima de tudo, pela amizade verdadeira e todo carinho durante todo esse período.

Aos amigos da Prótese Dentária, **Edson Takeshita, Marcus Kanashiro, Júlio Nogueira, Ana Carolina Laganá, Victor Matsubara, Danilo Lopes, Carolina legami, Thiago Fróes, Marcelo Novellino, Mara Rocha, Álvaro Ichi, José Conde, Patrícia Hirayama, Natasha Leitão, Simone Oliveira, Reinaldo Missaka, João Franco, Juliana Marotti, Isabele Silveira, Ricardo Jun, Roger Nishyama, Alessandra Mantelli, Tatiana Miyazima, Karin Ishikawa, Claudio Yamaguchi, Piero Zanardi, Sanmy Saraiva e Wallace Barbosa**, pela amizade recíproca, todo carinho e apoio, e por contribuírem imensamente com meu aprendizado. Vocês foram de alguma forma também meus professores.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. **Rodney Garcia Rocha**, Diretor da FOUSP.

À Profa. Dra. **Marina Helena Cury Gallotini de Magalhães**, Presidente da Comissão de Pós-Graduação.

À Profa. Dra. **Tomie Toyota de Campos**, Professora Titular e Chefe do Departamento de Prótese da FOUSP, por ter contribuído imensamente com meu aprendizado e formação de um senso crítico relacionado à pesquisa.

Ao Prof. Dr. **Atlas Edson Moleros Nakamae**, Professor Titular e Responsável pela Área de Concentração em Prótese Dentária, do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da FOUSP, agradeço por ter o prazer do convívio com uma pessoa tão dedicada a pesquisa e à arte de ensinar.

À Profa. Dra. **Dalva Cruz Laganá**, Professora Titular e Chefe do Departamento de Prótese da FOUSP, por ter me incentivado em todos os momentos em que precisei.

Ao Corpo Docente do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da FOUSP, professores **Tomie Toyota de Campos**, **Carlos Gil**, **Pedro Tortamano Neto**, **Maria Luiza Fregerio** e **Regina Tamaki**, pela amizade, convivência e conhecimento científico compartilhados.

Aos professores **Cláudio Sendyk**, **Hideki Hioshida**, **Fernando Ribeiro**, **Roberto Stegun**, **Newton Sesma**, **Hamilton Navarro** e **Bruno Costa**, pelos ensinamentos transmitidos durante esta caminhada, por muitas razões devo-lhes todo respeito e gratidão.

Ao Dr. **Gino Kopp**, em nome da empresa Kopp, por incentivar e gentilmente nos disponibilizar os implantes e componentes necessários para a pesquisa.

Ao amigo **Júlio Yamanouch**, em nome do Laboratório Julio, em especial ao **Luis, Heber, Clayton e Elisângela**, que ofereceram todo o suporte técnico necessário.

A todos os professores da Universidade Federal do Pará, em especial, aos professores **Dagoberto Sinimbú, Eliza Klautau, João Evandro, Lurdete Gauch e Max Pinto**, que participaram da minha vida acadêmica, e são pessoas em quem eu me espelho na área de Prótese, sendo fundamentais para que eu chegasse até aqui.

Aos colegas **Gabriel, Jonny e Márcio**, do Instituto de Física da USP, pela ajuda dispensada para a confecção dos corpos-de-prova e todo apoio prestados.

Aos meus grandes amigos, **João Paulo Meira e Felipe Brilhante**, pela amizade e incentivo ao longo destes anos, estando próximos ou à distância.

Ao meu primo **Luiz Fernando** e ao amigo **Yuri Jordy**, que dividiram o “Apto 41” e me acompanharam em parte dessa caminhada.

Às secretárias do Departamento de Prótese da FOUSP, **Sandra, Coraci, Valdinéia e Marlethe** que sempre me assistiram com eficiência.

A todos os funcionários da FOUSP, em especial à **Zeza, Cris, Ana, Lena, Luis e Marcos**, do Departamento de Prótese.

Enfim, a todos que participaram de maneira direta ou indireta ao longo da produção deste trabalho.

"Seja quem for, com qualquer posição na vida, do nível mais alto ao mais baixo, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá, de alguma maneira você chega lá"
(AYRTON SENNA)

RESUMO

Sizo SR. Avaliação *in vitro* do colar de implantes cone Morse de diferentes diâmetros sob cargas cêntrica e excêntrica: estudo por meio da Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

Cargas oclusais excessivas podem promover tensões exageradas às estruturas de implantes/pilares/próteses, resultando em deformação, desadaptação ou mesmo fratura dos componentes e do próprio implante. Além disso, tais sobrecargas podem gerar necrose por compressão e perda óssea peri-implantar e, ainda, a ocorrência de microdeslocamentos na interface de conexão implante-pilar (I-P) ocasionando a formação de fendas propícias à colonização bacteriana, o que pode levar ao desenvolvimento de peri-implantite, contribuindo para o insucesso do conjunto. O presente estudo objetivou avaliar, por meio de uma técnica já amplamente utilizada na Engenharia e na Física – a Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* (ESPI) – as deformações a nível do colar de implantes com conexão cônica interna (cone Morse) de diferentes diâmetros (Kopp® 4,3/5,5 mm e Neodent® 3,5/5,0 mm), sob dois tipos (cêntrica e excêntrica) e intensidades (50 N e 100 N) de cargas, similares as quais os implantes ficam expostos durante a função mastigatória. Testou-se a hipótese de que a deformação do colar do implante seria inversamente proporcional ao diâmetro do implante. Além disso, discutiu-se vantagens e limitações da técnica ESPI frente a outros métodos comumente utilizados na avaliação de tensões. As maiores deformações foram sempre associadas às cargas excêntricas, com exceção do G₁-Kopp. A maior deformação ocorreu no G₁-Neodent sob carga excêntrica de 100 N e a menor, no G₂-Neodent sob carga cêntrica de 50 N. A técnica ESPI mostrou-se altamente sensível e reprodutível para avaliar deformações a nível do colar de implantes sendo possível confirmar a hipótese inicial, visto que a maior deformação esteve sempre associada aos implantes de menor diâmetro, em ambos os sistemas de implante pesquisados.

Palavras-chave: Implantes dentários. Cone Morse. Força compressiva. Estresse mecânico. Interferometria. Holografia.

ABSTRACT

Sizo SR. *In vitro* evaluation of the collar of Morse taper dental implants with different diameters under centric and eccentric loads: an electronic speckle pattern interferometry study [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Corrigida.

Occlusal overloading may promote excessive stresses to the implants/abutments/prosthesis, resulting in deformation, misfit or fracture of the components, until the implants. Furthermore, strains of the implant-abutment connection can cause the formation of microgaps propitious to bacterial colonization, which leads to the development of peri-implant sites, leading to the failure of the rehabilitation. This study aimed to evaluate, by a technique widely used in the engineering and physics – Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI) – the strains related to the implant collar with internal tapered connection (Morse taper) with different diameters (Kopp® 4.3/5.5 mm and Neodent® 3,5/5,0 mm), under two types (centric and eccentric) and intensities (50 N and 100 N) of loads, similar which implants are exposed during masticatory function. We tested the hypothesis that the strains of the implants collar would be inversely proportional to the diameter of the implant. In addition, the survey discussed the advantages and limitations of the ESPI technique over other methods commonly used to assess strains. The largest strain was always associated with eccentric loads, except for G₁-Kopp. The largest strain occurred in the G₁-Neodent under the eccentric loads of 100 N and the lowest in the G₂-Neodent under the centric loads of 50 N. The ESPI technique was a highly sensitive and reproducible to evaluate the strains at the level of the collar of implants being possible to confirm the initial hypothesis, since most strains was always associated with narrower-diameter implants in both implant systems studied.

Keywords: Dental implants. Morse taper. Compressive load. Stress, mechanical. Interferometry. Holography.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 2.1 - Ilustração do conjunto implante-pilar. (a-1) pilar, munhão, intermediário ou abutment (parte protética); (a-2) implante (parte cirúrgica); (b-1) plataforma; (b-2) espelho1; (b-3) colar1 ou pescoço; (b-4) corpo e (b-5) ápice do implante (Fonte: www.implantkopp.com.br)	25
Figura 2.2 - Implantes respectivamente de duas e de uma peça. a) Titamax Ex e b) Titamax GT (Fonte: www.neodent.com.br)	26
Figura 2.3 - Implantes respectivamente de dois e de um estágio. a) Bone Level e b) Standard Plus (Fonte: www.straumann.com)	27
Figura 2.4 - Conceito platform switching. a) plataforma coincidente; e b) plataforma reduzida (Fonte: http://www.biomet3i.com.br/implante_certain4.asp)...	28
Figura 2.5 - a) Bone Level CrossFit® (Straumann®) (Fonte: www.straumann.com) e b) Ankylos C/X (Dentsply®) (Fonte: www.dentsply.com)	29
Figura 2.6 - Implante com sistema Cone Morse Puro, Bicon® (Fonte: www.bicon.com)	30
Figura 2.7 - Área de sobrecarga do parafuso (Adaptado de Bicalho, 2008)	31
Figura 2.8 - Esquema do processo de formação do granulado óptico. a) Espalhamento especular da luz e b) espalhamento difuso da luz (Adaptado de Silva, 2007)	51
Figura 2.9 - (a) padrão de speckle 1; (b) padrão de speckle 2; (c) soma dos dois padrões de speckle 1 e 2; e (d) mapa de franjas após a aplicação da transformada de Fourier	54
Quadro 4.1- Relação dos implantes e dos pilares utilizados	62
Figura 4.1 - Montagem do corpo-de-prova segundo a ISO 14801:2007, onde: 1. Bloco no qual o implante é fixado, é simulada a reabsorção óssea de 3mm; 2. Eixo do bloco; 3. Sistema de implante/pilar/coroa; 4. Bloco que cria força cíclica sobre o pilar; e F. Força cíclica sobre o sistema (Fonte www.straumann.com)	63

Figura 4.2 - Ilustração do método de montagem das amostras	64
Figura 4.3 - Sistema bate conexão utilizado para fixar a conexão friccional do sistema Kopp	65
Figura 4.4 - Ilustração da fixação das amostras (a) implante sendo levado com o auxílio de um transferente de moldeira aberta fixado no paralelômetro até o nível pré-determinado; (b) implante já posicionado com 3 mm não-encapsulados pela resina; (c) implante em posição aguardando o tempo total de polimerização da resina	66
Figura 4.5 - Ilustração de como a mesa de aplicação de carga integrava o conjunto I-P ..	66
Figura 4.6 - a) Torquímetro manual Mitutoyo; b) Torque de 30N.cm sendo aferido no como recomenda o fabricante do implante Kopp®. Para o implante Neodent®, o fabricante recomenda 10N.cm	67
Quadro 4.2 - Torque de fixação do pilar e da mesa de aplicação de carga em ambos os sistemas	67
Figura 4.7 - Pintura dos corpos-de-prova com verniz e purpurina de cobre	68
Figura 4.8 - Dispositivo de aplicação de cargas (DCL modificado)	68
Figura 4.9 - Esquema da montagem da mesa de testes em óptica para o estudo da ESPI	72
Figura 4.10 - Ilustração de como se processa o THSP. Cada padrão de speckle dá origem a uma nova linha na imagem de THSP	73
Figura 4.11- (a) Demonstração do THSP de um caso estático (nota-se a estabilidade do sistema) e (b) THSP de um caso dinâmico (nota-se a falta de estabilidade) (adaptado de Silva, 2007)	74
Figura 4.12 - Seleção da ferramenta “Picture”	75
Figura 4.13 - Aplicação do comando “Save”	75

Figura 4.14 - Seleção da ferramenta Image Calculator	76
Figura 4.15 - Soma dos padrões de Speckle por meio da ferramenta “Add.....	77
Figura 4.16 - Aspecto da adição dos padrões de Speckle	77
Figura 4.17 - Aplicação da FFT da soma das imagens	78
Figura 4.18 - Mapa de franjas após a aplicação da transformada de Fourier	78
Figura 5.1 - Adição de 50 N sem carga anterior (50 N + ponta $\cong$ 50 N)	80
Figura 5.2 - Adição de mais 50 N (50 N + 50 N + ponta $\cong$ 100 N).....	80
Figura 5.3 - Descarga de 100 N, mantendo somente a ponta de aplicação de carga	81
Figura 5.4 - Ensaio 1: com carga cêntrica de 50 N após 10 min	82
Figura 5.5 - Ensaio 2: com carga cêntrica de 50 N após 10 min	82
Figura 5.6 - Ensaio 3: com carga cêntrica de 50 N após 10 min	82
Figura 5.7 - Mapa de franjas, com carga crescente de 10 N, 20 N e 30 N. A- mudança na largura das franjas e os espaçamentos são compatíveis com a intensidade do carregamento. Maior a carga, maior é a deformação e o número de franjas, menor é a distância entre elas.....	83
Figura 5.8 - G ₁ -Neodent sob cargas cêntrica de 100 N (a) e excêntrica de 50 N (b).....	83
Figura 5.9 - G ₂ -Kopp sob cargas cêntricas de 100 N (a) e de 50 N (b)	84
Figura 5.10 - a) Demonstrativo do modo de aplicação da carga cêntrica; b) padrão de speckle 1 sob carga cêntrica; c) padrão de speckle 2 após a remoção da carga cêntrica	84

Figura 5.11 - a) Demonstrativo do modo de aplicação da carga excêntrica; b) padrão de speckle 1 sob carga excêntrica; c) padrão de speckle 2 após a remoção da carga excêntrica	85
Figura 5.12 - Aplicação da ferramenta “Plot Profile” do traçado entre duas franjas contíguas	85
Figura 5.13 - Aplicação da ferramenta “Plot Profile” do traçado entre duas franjas não contíguas	86
Figura 5.14 - Aplicação da ferramenta “Measure”	86
Quadro 5.1 - Resultados obtidos quantitativamente por meio de média aritmética de três aferições consecutivas	88

LISTA DE TABELAS

Tabela 4.1 - Implantes distribuídos em grupos experimentais, de acordo com o diâmetro do implante	63
Tabela 5.1 - Resultados obtidos de três traçados consecutivos, observar a coluna “Lenght”.....	87

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ADA	American Dental Association
ASTM	American Society for Testing Materials
CCD	Charge Coupled Device
cm	unidade de comprimento (centímetro)
CM	Cone Morse
Co	elemento químico (cobalto)
Cr	elemento químico (cromo)
DTM	desordens temporomandibulares
ESPI	Electronic Speckle Pattern Interferometry (Interferometria eletrônica por Padrões de <i>Speckle</i>)
FFT	extensão de arquivo computacional (Fast Fourier Transform)
FOUSP	Faculdade de Odontologia da USP
He	elemento químico (hélio)
HE	Hexágono Externo
HI	Hexágono Interno
IFUSP	Instituto de Física da USP
ISO	International Organization for Standardization
kg	unidade de medida de massa (quilograma)
kgf	unidade de pressão-carga (quilograma-força)
kHz	unidade de frequência (quilo-hertz)
Laser	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
m	unidade de medida de espaço (metro)
MEF	Método dos Elementos Finitos
mL	unidade de volume (mililitro)
mm	unidade de comprimento (milímetro)
µm	unidade de comprimento (micrômetro ou micron)
N	unidade de pressão-carga (Newton)
N.cm	unidade de torque (Newton-centímetro)

Ne	elemento químico (neônio)
Ni	elemento químico (níquel)
PVC	composição química (cloreto de polivinila)
RAAQ	Resina Acrílica Ativada Quimicamente
s	segundo
THSP	Time History Speckle Pattern (História Temporal de Padrões <i>Speckle</i>)
TIF	extensão de arquivo computacional (Tagged Image Format)
UCLA	University of California – Los Angeles
USP	Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

$^{\circ}$	unidade de medida angular (grau)
n°	número
$^{\circ}\text{C}$	grau Celsius
$^{\circ}\text{R}$	marca registrada
TM	trademark (marca registrada)
Inc	Incorporação (de negócios)
%	porcentagem
P	Probabilidade
ρs	padrões de <i>speckle</i>
λ	comprimento de onda
Z	distância entre o ponto de observação e o objeto espalhador
D	diâmetro da área iluminada do difusor
>	maior
<	menor
=	igual
$\approx$	aproximadamente igual

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	22
2 REVISÃO DA LITERATURA	25
2.1 TERMINOLOGIA EM IMPLANTODONTIA.....	25
2.1.1 Quanto à estrutura	26
2.1.2 Quanto aos estágios cirúrgicos.....	27
2.1.3 Quanto à forma.....	27
2.1.4 Quanto à plataforma.....	28
2.1.5 Quanto à conexão implante-pilar.....	28
2.1.6 Quanto à fixação do pilar.....	30
2.2 POTENCIAL DAS FORÇAS MASTIGATÓRIAS	31
2.3 ENSAIOS CLÍNICOS.....	33
2.4 ENSAIOS LABORATORIAIS.....	39
2.5 INTERFEROMETRIA ELETRÔNICA POR PADRÕES DE SPECKLE.....	50
3 PROPOSIÇÃO	60
4 MATERIAL E MÉTODOS	62
4.1 SELEÇÃO DOS IMPLANTES	62
4.2 PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA	63

4.2.1 Desenho dos corpos-de-prova	63
4.2.2 Fixação dos implantes	64
4.2.3 Mesa de aplicação de carga	66
4.2.4 Pintura dos corpos-de-prova	67
4.3 MODO DE APLICAÇÃO DAS CARGAS	68
4.4 TÉCNICA ESPI	69
4.5 HISTÓRIA TEMPORAL DE PADRÕES <i>SPECKLE</i>	72
4.6 MODO DE OBTENÇÃO DAS FRANJAS	74
5 RESULTADOS	80
5.1 RESULTADO DA THSP	80
5.2 TESTE DE REPRODUTIBILIDADE	81
5.3 ANÁLISE QUALITATIVA	83
5.2 ANÁLISE QUANTITATIVA	85
6 DISCUSSÃO	90
6.1 SOBRECARGAS GERADAS AOS IMPLANTES	90
6.2 MÉTODO ESPI X OUTROS MÉTODOS	92
6.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	96
7 CONCLUSÃO	102
REFERÊNCIAS	103
APÊNDICES	118

1 INTRODUÇÃO

Na Implantodontia contemporânea, a conexão cônica interna, mais amplamente conhecida como cone Morse, vem se tornando uma alternativa entre empresas e uma exigência quase unânime entre profissionais, alavancados pelos bons resultados em estudos recentes (Coppedê et al., 2009; Mangano et al., 2009; Aloise et al., 2010). Este sistema tem demonstrado excelentes resultados em curto prazo, entre eles: melhor estabilidade anti-rotacional, torque de soltura superior ao de aperto e diminuição da contaminação bacteriana devido à minimização de fendas na interface de conexão implante-pilar (I-P). Em longo prazo, no entanto, seus resultados não demonstram a mesma superioridade e podem ser contestados por outros sistemas (Bernardes et al., 2006; Chun et al., 2006; Veríssimo, 2007).

Os implantes são constantemente expostos aos esforços mastigatórios. Estes, não estão restritos a função normal do sistema estomatognático. Estima-se que a força máxima de mordida alcance valores três vezes maiores à da mastigação sendo estudadas desde a época de Black, que registrou forças de 1.225 N em dentes naturais. Em usuários de próteses totais esses valores decrescem significativamente, podendo alcançar no máximo 68 N (Pellizzer; Muench, 1998). Entretanto, portadores de próteses implanto-suportadas podem inclusive superar a força promovida pela dentição natural, passados três meses da instalação da prótese (Fileni, 2007; Fileni; Gil, 2007), alcançando 2.440 N (Brunski, 1997; De Mori, 2005).

Em indivíduos com dentição natural, tais cargas parecem ser superiores nos homens. Em estudos recentes verificou-se que a força máxima média esteve entre 399 N e 463 N no gênero feminino e de 506 N e 653 N no masculino (Pizolato et al., 2007; Usui et al., 2007). Em pacientes com desordem temporomandibular (DTM), forças médias de 185 N nas mulheres e de 415 N nos homens foram verificadas. Tais esforços, apesar de proporcionalmente inferiores aos primeiros, ocorrem com maior frequência (Pizolato et al., 2007). Estudos demonstram que em indivíduos com idade inferior a 20 anos a força mastigatória média é de 264 N (Shiau; Wang, 1993). Aos 25 anos, chega a média de 452 N (Usui et al., 2007). E, a partir dos 37 anos, pode alcançar a média de 583 N (Hatch et al., 2001).

Para se alcançar a excelência desde a fabricação até a correta indicação dos implantes, pesquisas devem ser conduzidas neste sentido. Contrariando essa necessidade, fatores físicos, mecânicos e biológicos podem influenciar diretamente nas análises experimentais. Buscando solucionar estas questões, envolvendo a compatibilidade entre o organismo vivo e a matéria inorgânica, a Odontologia tem se beneficiado com recursos já amplamente utilizados na Engenharia e na Física, entre eles: a Análise Fotoelástica (Markarian et al., 2007; Bernardes et al., 2009), o Método dos Elementos Finitos (Tortamano, 1995; Mori et al., 2002; Sendyk et al., 2008), o *Strain Gauge* (Duyck et al., 2000), a Interferometria Holográfica (Campos, 2001; Rodriguez, 2005; Campos et al., 2006; Gesualdi et al., 2007; Oliveira, 2007b) e a Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* (Rodriguez et al., 2004; Wahl; Lang, 2004; Amaro et al., 2006). Podemos encontrar estudos utilizando estes métodos em análises de esforços sobre restaurações, próteses (sobre dentes naturais ou implantes) e estruturas ósseas (Souza; Rubo, 2001). Porém, são poucos os estudos que discutem as vantagens/desvantagens e real indicação de cada método (Assif et al., 1996; Chao et al., 1988; Clelland et al., 1993; Rubo; Souza, 2001).

Atualmente, duas correntes tentam explicar a perda óssea ao redor dos implantes, a contaminação peri-implantar e as sobrecargas geradas ao implante e ao tecido ósseo. Não é incomum encontrar a formação de fendas na interface I-P propícias à colonização bacteriana e à peri-implantite¹, devido a impossibilidade de adequada higienização (Coelho et al., 2008). Por outro lado, o colar do implante é uma zona em potencial à ocorrência de deformações (Steinebrunner et al., 2008; Coppedê et al., 2009), principalmente aqueles com conexão interna (Akça et al., 2003). Por maior que seja a resistência à fratura, deformações podem ocorrer e um reforço nesta região tornar-se-ia indispensável (Coppedê, 2007). Neste sentido, os esforços excessivos são um dos principais responsáveis pela perda óssea (Bernardes, 2004).

A presente pesquisa demonstra o comportamento do colar de implantes cone Morse, quando submetidos a carregamentos compressivos, visando testar a hipótese de que quanto maior o diâmetro do implante, menor é a deformação deste frente a carregamentos compressivos. Além disso, utiliza uma técnica ainda pouco utilizada na Odontologia, que pode agregar informações valiosas a outras técnicas.

¹ Doença infecciosa que afeta os tecidos peri-implantares

2 Revisão de Literatura

2 REVISÃO DE LITERATURA

Dada a abrangência dos tópicos relacionados a este estudo, optou-se por dividir a revisão de literatura em 5 capítulos, sendo eles: 2.1 Terminologia em implantodontia; 2.2 Potencial das forças mastigatórias; 2.3 Ensaios clínicos; 2.4 Ensaios laboratoriais; e 2.5 Interferometria eletrônica por padrões de *speckle*.

2.1 TERMINOLOGIA EM IMPLANTODONTIA

Os implantes dentários apresentaram, durante a história da implantodontia, vários tipos e denominações. Foram agulhados, laminados, justa-ósseos (subperiosteais) e, nos últimos 40 anos, os implantes endósseos ganharam destaque graças à descoberta da osseointegração – que no português deveria traduzir-se como osteointegração – feitas pelo médico sueco Per-Ingvar Brånemark (Brånemark et al., 1969).

Os implantes endósseos são comumente divididos em parte cirúrgica (implante) e parte protética (pilar) (Figura 2.1-a). A parte cirúrgica subdivide-se em: plataforma, espelho², colar, corpo e ápice do implante (Figura 2.1-b).

Figura 2.1 - Ilustração do conjunto implante-pilar. (a-1) pilar, munhão, intermediário ou *abutment* (parte protética); (a-2) implante (parte cirúrgica); (b-1) plataforma; (b-2) espelho; (b-3) colar ou pescoço; (b-4) corpo e (b-5) ápice do implante (Fonte: www.implantkopp.com.br)

² Na ilustração, o espelho apresenta uma relação aproximada do colar do implante, sendo denominado de módulo da crista.

Há uma década atrás, já existiam em torno de 100-125 empresas de implante em todo o mundo. Com cerca de 1.536 tipos de pilares, 98 modelos de implantes, 20 tipos de conexão I-P e, respectivamente, por volta de 126 e 100 diferentes comprimentos e diâmetros de implante, só no mercado americano (Binon, 2000). Abaixo, são descritas algumas particularidades dos implantes para facilitar a compreensão do texto.

2.1.1 Quanto à estrutura

- **Duas peças:** quando implante e pilar são peças independentes e a conexão I-P encontra-se submersa ao tecido mole, localizando-se próximo ao tecido duro. Representados pelo sistema Brånemark® e pela maioria dos sistemas (Figura 2.2-a);
- **Uma peça ou corpo único:** quando não há interface de conexão, sendo implante e pilar uma única peça (Nobel Direct® - Nobel Biocare®, Titamax GT - Neodent®, Unnic - INP®, One-Piece 3.0 - BioHorizons®, CeraRoot - Oral Icerberg®, White Sky - Bredent® e One-Piece - Zimmer Dental Inc.) (Figura 2.2-b).

Figura 2.2 - Implantes respectivamente de duas e de uma peça. a) Titamax Ex e b) Titamax GT (Fonte: www.neodent.com.br)

Muito embora alguns implantes sejam estruturalmente formados por duas peças (Standard Plus - Straumann®, IFI/PSI - GlobTek® e Sky-Classic - Bredent®), devido apresentarem a interface I-P acima do tecido mole, não havendo microfenda ao nível do tecido duro, estes por vezes podem ser referidos na literatura internacional como de uma peça (Cochran, 2000; Joly; Lima, 2003).

2.1.2 Quanto aos estágios cirúrgicos

- **Dois estágios:** quando o implante não fica exposto ao ambiente bucal no pós-cirúrgico imediato (implante submerso), havendo a necessidade de um segundo estágio cirúrgico (sistema Brånemark®) (Figura 2.3-a);
- **Um estágio:** quando o implante e/ou pilar/restauração fica exposto ao ambiente bucal no pós-cirúrgico imediato (implante não-submerso ou transgengival), não havendo a necessidade de um segundo estágio cirúrgico, como por exemplo o Standard Plus (Straumann®) e o Titamax GT (Neodent®) (Figura 2.3-b).

Figura 2.3 - Implantes respectivamente de dois e de um estágio. a) Bone Level e b) Standard Plus (Fonte: www.straumann.com)

Deve-se ressaltar que implantes submersos também podem ter seu cicatrizador/pilar/restauração expostos imediatamente após a cirurgia, tornando-se implantes não-submersos (Oliveira, 2007a).

2.1.3 Quanto à forma

- **Cilíndricos:** quando o corpo do implante apresenta a forma cilíndrica, independente do perfil formado pelas espiras;
- **Cônicos:** quando o corpo do implante apresenta a forma conóide, independente do perfil formado pelas espiras.

2.1.4 Quanto à plataforma

- **Coincidente:** continuidade da interface I-P, não apresentando desnível horizontal entre implante e pilar protético (sistema Brånemark) (Figura 2.4-a);
- **Interrompida ou reduzida:** quando o implante é composto por um pilar de menor diâmetro em relação à plataforma do implante na área da interface I-P, portanto, uma descontinuidade da junção I-P (conceito "*platform switching*" ou "*platform shifting*"), caracterizado por um desnível horizontal entre o implante e o pilar protético, podendo ser ocasionado pela redução do diâmetro do pilar, implantes Ankylos (Dentsply®) e Bone Level (Straumann®), ou pela expansão do diâmetro da plataforma do implante, sistema Prevail® (Biomet 3i®) (Figura 2.4-b).

Figura 2.4 - Conceito *platform switching*. a) plataforma coincidente; e b) plataforma reduzida (Fonte: http://www.biomet3i.com.br/implante_certain4.asp)

2.1.5 Quanto à conexão implante-pilar

Pode-se dividir a conexão I-P em três tipos:

- **Sem conexão:** quando não apresentam conexão entre o implante e o pilar (implantes de uma peça e implantes temporários);

- **Externas:** quando apresentam uma configuração geométrica acima do espelho do implante (Binon, 2000). As conexões em Hexágono Externo (HE) são as mais conhecidas pois foram as pioneiras com o sistema Brånemark, sendo seu hexágono inicialmente desenvolvido para auxiliar na instalação cirúrgica do implante, já que sua utilização restringia-se a restaurações de arcos totalmente edêntulos por próteses do tipo protocolo de Brånemark, não havendo a necessidade de um componente anti-rotacional conjugado ao implante, visto que, os implantes estavam sempre interligados. Com a evolução da técnica os implantes passaram a ser indicados para restaurações parciais e unitárias, e as conexões, por sua vez, passaram a desenvolver outro papel, o de impedir a rotação da prótese (Bernardes et al., 2006; Coppedê, 2007; Mello Dias, 2007);
- **Internas:** quando apresentam uma configuração geométrica abaixo do espelho do implante (Binon, 2000). Foram desenvolvidas para aumentar a superfície de contato entre o implante e o pilar, aumentando a estabilidade do conjunto (Coppedê, 2007) e têm mostrado um melhor comportamento em relação às externas (Oliveira, 2007a). Elementos anti-rotacionais ou indexadores são geralmente incorporados à conexão, com a função de suportar os esforços cisalhantes e guiarem o posicionamento da parte protética (Silva, 2007; Zipprich et al., 2007). Podem ser em Hexágono Interno (HI), Cone Morse (CM) ou mistas, quando o cone Morse apresenta hexágonos (Friccional - Kopp®), octógonos (Standard - Straumann®) ou outros tipos de indexadores agregados ao seu sistema (Oliveira, 2007a; Mangano et al., 2009), como o CrossFit® (Straumann®) e o Ankylos C/X (Dentsply®) por exemplo (Figura 2.5). Podem também ser encontradas no mercado conexões do tipo triplo-canal (Nobel Biocare®), triangular (BTLock®), Certain® (Biomet 3i®) e TiLobe™ (Keystone Dental Inc.).

Figura 2.5 - a) Bone Level CrossFit® (Straumann®) (Fonte: www.straumann.com) e b) Ankylos C/X (Dentsply®) (Fonte: www.dentsply.com)

A Conexão Cônica Interna, ou Cone Morse, foi desenvolvida na indústria mecânica em 1864 por Stephen A. Morse para minimizar os problemas mecânicos que – apesar de ocorrerem em menor proporção que nas externas – ainda ocorriam nas conexões HI. Este sistema apresenta um “efeito cone” entre o implante e o pilar, a força de união das interfaces, com uma angulação entre 6° e 16°, evita, por fricção, que o cone macho se separe do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar cargas (Coppedê, 2007). O cone Morse é utilizado nos diversos ramos da engenharia, quando há necessidade de uma junta com grande poder de retenção.

2.1.6 Quanto à fixação do pilar

- **Por parafuso:** representado pela maioria dos sistemas, apresentando um parafuso que mantém o pilar retido ao implante;
- **Pela conexão:** representado pelos sistemas Friccionais ou em Cone Morse Puro ou Real (sistemas Kopp®, Leone® e Bicon®, por exemplo). Apresentam sua interface cônica com uma angulação geralmente inferior a 5° o que permite o “efeito cone”, não necessitando de parafusos para manter o pilar retido ao implante (Figura 2.6).

Figura 2.6 - Implante com sistema Cone Morse Puro, Bicon® (Fonte: www.bicon.com)

O parafuso é mais exigido nas conexões externas que nas internas, em virtude de o pilar apresentar menor área de contato com as paredes dos implantes recaindo em maior área de contato dos parafusos com as mesmas (Binon, 2000; Hermann et al., 2001; Bernardes et al., 2006; Bicalho, 2008) (Figura 2.7).

Figura 2.7 - Área de sobrecarga do parafuso (Adaptado de Bozkaya; Müftü, 2005)

Do ponto de vista biomecânico, conexão CM parece demonstrar superioridade em comparação à conexão em HE e HI, visto que proporciona um ótimo ajuste friccional e o afrouxamento do pilar não parece ser um problema, transmitindo as cargas funcionais do pilar diretamente para o corpo do implante e deste para a estrutura óssea, sem exercer sobrecarga ao parafuso do pilar (Nentwig, 2002; Coppedê, 2007; Oliveira, 2007a; Bicalho, 2008; Mangano et al., 2009).

É atribuída à conexão CM: a distribuição das cargas laterais mais internamente aos implantes; o parafuso do pilar mais protegido; as paredes de fixação internas mais longas; o amortecimento das vibrações; o maior potencial de vedamento entre os componentes e o melhor potencial estético, pela redução da altura acima do implante (Binon, 2000).

2.2 POTENCIAL DAS FORÇAS MASTIGATÓRIAS

Os implantes estão constantemente expostos aos esforços mastigatórios. O sucesso do tratamento está relacionado ao modo como as cargas são transmitidas do implante ao tecido ósseo adjacente, sendo essencial que nem o implante, nem o osso, sejam forçados além da sua tolerância fisiológica (Skalak, 1988; Akagawa et al., 1992). Estas sobrecargas são, no entanto, de difícil mensuração (Matsushita et al., 1990; Rieger et al., 1990; Clelland et al., 1991; Richter, 1995).

Sabe-se que as sobrecargas são desfavoráveis aos tecidos do ponto de vista biomecânico, visto que o organismo necessita reagir, formando zonas de necrose por compressão e rarefação, ocorrendo, em longo prazo, a perda óssea em forma de cálice (saucerização) a nível do colar do implante. Meijer et al. (1993) demonstraram existir uma resposta de modelação e remodelação óssea frente aos carregamentos a que os implantes são submetidos, revelando a influência dos estímulos mecânicos na resposta biológica do organismo, além de outros fatores, tais como: qualidade óssea, potência muscular, tamanho e forma do implante, tipo do arco antagônico e presença de parafunções oclusais. Rieger et al. (1990) estudaram o comportamento do tecido ósseo frente a seis diferentes implantes endósseos por meio do MEF. Os autores sugeriram que deve existir um valor ideal de tensões que desencadeie aposição e reabsorção óssea. Existe ainda muita dúvida sobre as intensidades e as direções das forças que estimulariam o fator de remodelação óssea.

Visando minimizar a reabsorção óssea peri-implantar, alguns autores sugerem, entre outras, a centralização dos contatos oclusais sempre que possível (Rangert et al., 1995; Parein et al., 1997). Cargas oclusais aplicadas aos implantes durante a função oral não foram, contudo, quantificados com precisão. O principal problema, segundo Richter (1995), tem sido a falta de instrumentos de medição adequados. Em uma nova técnica com a colocação de um transdutor diretamente no implante, o autor verificou que em implantes unidos por uma prótese fixa, na região de molares e pré-molares, foram registradas forças verticais máximas de 60-120 N e, em implantes isolados, forças de 120-150 N. Mecanicamente, em análises de elementos finitos, alguns autores verificaram que cargas laterais transmitidas ao implante causam maiores tensões, principalmente ao osso cortical (Tortamano Neto, 1992; Chang et al., 2010; Guan et al., 2010).

Em dentes naturais, a força máxima de mordida pode atingir valores de até 125 kgf (≈ 1.225 N). Ao nível dos molares, os estudos oscilam valores entre 32-99 kgf (≈ 313 -970 N). Em portadores de próteses totais convencionais esses valores decrescem de forma significativa, apresentando média de 4 kgf (≈ 36 N), chegando no máximo a 7 kgf (≈ 68 N). De maneira geral, a força máxima pode alcançar valores três vezes superiores às da mastigação, assumindo valores ainda maiores quando

restaurações implanto-suportadas estão envolvidas, podendo alcançar 2.440 N (Pellizzer; Muench, 1998; De Mori, 2005).

Foi verificada a força máxima de mordida média de 506,02 N nos homens e de 399,13 N nas mulheres (Usui et al., 2007). Estudos demonstram que em indivíduos com idade inferior a 20 anos a força mastigatória média é de 264,25 N (Shiau; Wang, 1993) que aos 25 anos chega a 452,57 N (Usui et al., 2007) e que, a partir dos 37 anos, pode alcançar a média de 583,49 N (Hatch et al., 2001). Por sua vez, em pacientes com DTM, foram encontrados os valores médios de 415,80 N e 185,79 N para homens e mulheres, respectivamente. Tais esforços, apesar de proporcionalmente inferiores aos primeiros, são mais repetitivos (Pizolato et al., 2007).

Alguns autores analisaram a força máxima de mordida em indivíduos portadores de próteses parciais fixas sobre implantes, possuindo dentes naturais como antagonistas, comparando-se os resultados com áreas dentadas contralaterais nos mesmos indivíduos. Por meio de um dinamômetro intra-oral de mordida (gnatodinamômetro) pôde-se observar que após um período de três meses a força de mordida da área implantada passou a ser superior a da área dentada, alcançando a média de 291,64 N após 64 meses da implantação e o maior valor registrado após 30 meses (293,74 N) (Fileni, 2007; Fileni; Gil, 2007).

Em outro estudo, foram registradas forças oclusais médias de 15,7 N (suave), 50,1 N (mastigação) e 144,4 N (oclusão máxima) (Haraldson; Carlsson, 1977). Dois anos depois, o mesmo grupo de pesquisa comparou a eficiência mastigatória de indivíduos portadores de próteses implanto-suportadas com indivíduos portadores de próteses dento-suportadas ou dentição natural (grupo controle). Os autores concluíram que os indivíduos do grupo testado apresentavam função muscular aproximada a dos indivíduos do grupo controle (Haraldson et al., 1979).

2.3 ENSAIOS CLÍNICOS

As primeiras modificações da técnica proposta por Brånemark ocorreram há cerca de 30 anos, com os trabalhos de Ohnfeldt et al. (1988), Jemt et al. (1990) e

Jemt e Pettersson (1993) que propuseram pilares protéticos com sistema anti-rotacional. Dava-se início ao termo “*single-tooth*”, ou implante unitário, que corresponde à restauração de um único dente suportada por um implante.

O sucesso dos implantes unitários está bem evidenciado na literatura, oscilando uma sobrevida de 95-97% (Jemt et al, 1991; Jemt; Pettersson, 1993; Burguete et al., 1994; Becker; Becker, 1995). No entanto, alguns resultados são baseados no sucesso relacionado à estabilidade da parte protética, ao parafuso de fixação da conexão I-P ou, quando baseados na parte cirúrgica, estão associados à osteointegração. A perda óssea ao redor dos implantes, além de dificultar a higienização, pode acarretar problemas estéticos graves, seja pela ocorrência de fendas na interface ou pela exposição das espiras do colar do implante (Joly; Lima, 2003; Ciotti et al., 2006; Coelho et al., 2008).

Os bons resultados clínicos obtidos na terapia com implantes unitários vêm promovendo um aumento da indicação por parte dos profissionais, bem como do desejo dos pacientes. Alguns autores observaram que, de 184 indivíduos apresentando 251 dentes perdidos indicados para tratamento com prótese unitária, a maioria (64%) preferiu o uso da técnica com implantes osteointegrados ao invés de prótese adesiva ou prótese parcial fixa (Andersson et al., 1995).

Os implantes unitários eram indicados inicialmente para a reabilitação de áreas com pouco espaço interdental e/ou volume ósseo limitado, como em incisivos laterais superiores e incisivos inferiores, oferecendo a possibilidade de tratamento sem a necessidade de aumento ósseo ou de procedimentos ortodônticos. Entretanto, já há algum tempo, esta alternativa vem sendo indicada na restauração de pré-molares e molares. Sabe-se, no entanto, que a região posterior de boca pode oferecer força de mordida até quatro vezes superior à região anterior (De Mori, 2005).

Procurando atenuar esta condição, Rangert et al. (1989) relataram que quando o implante é travado apicalmente na cortical óssea (bicorticalização), ocorre uma diminuição nos picos de tensões existentes no osso que envolve o colar do implante. Balshi et al. (1996) estudaram a utilização de um ou dois implantes do sistema Brånemark para reposição de um molar ausente. Quarenta e sete indivíduos foram tratados, sendo 22 com um implante e 25 com dois implantes. Um total de 72

implantes foram instalados, seis (8%) na maxila e 66 (92%) na mandíbula. Os autores concluíram que dois implantes promoveram maior estabilidade e diminuíram os problemas biomecânicos, achados também observados por Rangert et al. (1997).

Parein et al. (1997) realizaram um estudo retrospectivo da utilização de implantes unitários na região posterior da mandíbula. Um total de 224 próteses sobre 392 implantes foram acompanhados em 125 pacientes por um período de dez anos. Afirmaram, com base em seus resultados, que a reconstrução de molar com a coroa parafusada apresenta maiores fracassos que a reconstrução de pré-molar com coroa cimentada. Para os autores, vários fatores poderiam estar relacionados: 1) forças mastigatórias elevadas; 2) mesa oclusal extensa gerando efeitos de cantilever; e 3) dificuldades de acesso cirúrgico-protético. Como recomendação, sugerem o estreitamento da mesa oclusal, tanto no sentido mésio-distal como vestibulo-lingual, baixa inclinação das vertentes das cúspides, centralização dos contatos oclusais no sentido axial do implante e implantes de maior diâmetro, ou mais de um implante, na restauração de um molar.

Em um estudo retrospectivo multicêntrico, Levine et al. (1997) avaliaram a sobrevida de implantes unitários não-submersos com conexão CM (sistema ITI³). Um total de 174 implantes foram instalados em 129 pacientes, sendo 64 na maxila e 110 localizados na mandíbula, 151 na região posterior e 23 na região anterior, os quais deveriam ter permanecido em função por no mínimo seis meses. Em 92 implantes foram utilizados pilares parafusados e nos outros 82, pilares cimentados. Observou-se 97,7% de sobrevida dos implantes. O afrouxamento do parafuso de retenção foi encontrado em oito implantes com pilar parafusado (8,7%). Destes, dois estavam localizados no setor anterior e seis no setor posterior. Em restaurações cimentadas, ocorreu afrouxamento de três pilares (3,7%), todos colocados na região posterior. Os autores acreditam que a conexão CM oferece comportamento mecanicamente favorável à interface durante as cargas funcionais.

Dando continuidade ao seu estudo, Levine et al. (1999) publicaram os resultados de mais dois anos de acompanhamento clínico, comparando a sobrevida de coroas cimentadas e parafusadas. Do total de implantes unitários instalados, 157

³ Implantes fabricados pela empresa Straumann®.

apresentaram sobrevida (95,5%). Dos 157 implantes remanescentes 76 foram restaurados com coroas cimentadas e pilares cilíndricos, e 81 foram restaurados por meio de pilares parafusados. Os autores sugeriram que o sistema CM pode ser utilizado satisfatoriamente para restaurações unitárias no setor posterior.

Langer et al. (1993) sugeriram a utilização de implantes de maior diâmetro (≥ 5 mm) como alternativa para o tratamento nos casos em que houvesse a necessidade de substituição de implantes de 3,75 mm não osteointegrados ou fraturados, ou em condições especiais do tecido ósseo como pouca altura ou baixa qualidade. Desde então, implantes de maior diâmetro parecem ser uma boa opção para alguns casos clínicos, e vem sendo amplamente difundidos entre os fabricantes. Outros autores avaliaram 268 implantes de maior diâmetro em 196 indivíduos por um período de dois anos. Os autores obtiveram 96% de sucesso, sendo que as falhas, quando presentes, ocorreram antes da reabertura devido a ausência de osteointegração (Graves et al., 1994).

Em um ensaio clínico, Levine et al. (2002) avaliaram a sobrevida de 675 restaurações unitárias implanto-suportadas no setor posterior, comparando-se restaurações cimentadas e parafusadas sobre implantes do sistema ITI. Um total de 471 indivíduos (292 mulheres e 179 homens) receberam implantes, sendo 370 na região de molar superior, 126 na região de pré-molar inferior, 108 na região de pré-molar superior e 71 na região de molar superior, dos quais 615 implantes foram de 4,1mm de diâmetro e 60 de 4,8mm. As complicações com as coroas cimentadas incluíram o afrouxamento do parafuso em dois pacientes (0,3%); substituição das coroas devido à fratura do pilar em três pacientes (0,5%); recimentação da prótese (0,6%) e fratura da cerâmica em dois casos. As complicações associadas às coroas parafusadas incluíram 16,9% de afrouxamento dos parafusos de retenção das coroas (12 pacientes); em um paciente o parafuso afrouxou várias vezes (1,4%); e em um paciente com coroa parafusada utilizando conexão direta do implante, o parafuso afrouxou (1,4%). Os autores concluíram que houve mínimos problemas restauradores em relação às coroas cimentadas (98,2%) e parafusadas (80,3%) sugerem que o sistema de implantes CM pode ser utilizado satisfatoriamente para substituir restaurações unitárias do setor posterior da boca.

Morris et al. (2004), em um estudo multicêntrico com seis anos de acompanhamento, com 1.500 implantes CM padrão *platform switching* (Ankylos[®]), mais de 44% dos centros de pesquisa não relataram falhas (100% de sobrevida), 63% não apresentaram nenhuma ou apenas uma falha durante todo o estudo. Os autores afirmam que não foi observada reabsorção óssea significativa ao redor da crista óssea alveolar, apresentando, inclusive, ligeiro crescimento ósseo sobre o espelho do implante em alguns casos, chegando a ter contato com o pescoço do pilar. Uma taxa de sucesso superior a 95% foi observada nos três diâmetros de implante verificados (3,5, 4,5 e 5,5 mm). Segundo os autores, a conexão CM é estável, por não permitir microdeslocamentos entre o pilar e o implante e por não apresentar uma fenda na interface I-P.

Degidi et al. (2007) realizaram um estudo clínico retrospectivo dos resultados obtidos com a instalação de 304 implantes de maior diâmetro (≥ 5 mm). A coleta dos dados foi realizada em 205 pacientes operados entre outubro de 1996 e dezembro de 2004. Os implantes variavam de 5,0-6,5 mm em diâmetro e de 8,0-15 mm em comprimento. Apenas 5 implantes falharam (98,4% de sobrevida), ausência ou reduzida reabsorção da crista óssea e nenhuma diferença estatisticamente significativa entre as variáveis do estudo foi observada. Igualmente, quando na região dos dentes posteriores, diâmetros de implante entre 5,0-5,5 mm e comprimentos menores que 13 mm estiveram correlacionados com significante menor reabsorção da crista óssea. Os autores concluíram que, na região de dentes posteriores, implantes de maior diâmetro são uma opção viável de tratamento, e podem proporcionar benefícios para a manutenção em longo prazo de várias reabilitações protéticas implanto-suportadas. Levine et al. (2007) chegaram a mesma taxa de sobrevida (98,4%) avaliando 359 implantes de maior diâmetro.

Um ano depois, o mesmo grupo de estudo (Degidi et al., 2008) realizaram outro ensaio clínico retrospectivo dos resultados obtidos com a instalação de 501 implantes de diâmetro reduzido ($< 3,75$ mm). Destes, 255 haviam sido imediatamente restaurados sem carga. A coleta dos dados foi realizada em 237 indivíduos operados entre novembro de 1996 e fevereiro de 2004. Os implantes variavam de 3,0-3,5 mm em diâmetro e de 8,0-15 mm em comprimento, sendo o sucesso calculado pelo nível de perda da crista óssea. Apenas 3 implantes falharam (99,4%

de sobrevida) e nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre as variáveis do estudo. Implantes com maiores diâmetros (3,4-3,5 mm) e maiores comprimentos (>13 mm) reduziram a perda de crista marginal. Os autores concluíram que reabsorção da crista óssea em implantes imediatamente restaurados é ligeiramente superior em relação àqueles com carregamento tardio e que, apesar do diâmetro reduzido destes implantes, nenhuma fratura foi observada na pesquisa.

Froum et al. (2007) reportaram em um ensaio clínico retrospectivo o nível de sucesso de 48 implantes de diâmetro reduzido instalados em espaços interdentais limitados com um acompanhamento de 5 anos. Nenhuma falha foi observada (100% de sobrevida). Os três diâmetros avaliados (1,8, 2,2 e 2,4 mm) permitiram flexibilidade para a variedade de espaços interdentais. Recentemente, em um estudo retrospectivo multicêntrico (Sohn et al., 2011), observou-se o 100% sucesso de 62 implantes de uma peça e de diâmetro reduzido (3,0 mm) na restauração imediata de incisivos laterais superiores e incisivos inferiores de 36 pacientes, sendo 8 na maxila e 54 na mandíbula. Seus resultados sugerem que este tipo de implante pode restaurar áreas com espaço interdental e vestibulo-lingual reduzidos com previsibilidade.

Em um estudo prospectivo multicêntrico, Mangano et al. (2009) avaliaram a sobrevida de 1.920 implantes CM instalados durante quatro anos em 689 pacientes e acompanhados por um período de 12, 24, 36 e 48 meses após a instalação. Dos pacientes atendidos de janeiro de 2003 a dezembro de 2006, a taxa de sobrevida (osteointegração) foi de 97,56% e a taxa de sucesso acumulado foi de 96,61%. Os autores afirmaram que a ausência de interface I-P e de uma microfenda esteve associada à diminuição da perda óssea peri-implantar. A alta estabilidade mecânica reduz significativamente as complicações da prótese. Concluíram que este tipo de implante é indicado para a reabilitação de arcos parcial ou totalmente desdentados.

O mesmo grupo de pesquisa, em um estudo prospectivo multicêntrico publicado um ano depois seguindo a mesma metodologia, investigaram a taxa de sobrevida e a incidência de afrouxamento de pilares de implantes unitários com conexão CM. Durante o acompanhamento de quatro anos (2003-2007), 307 implantes (162 na maxila e 145 na mandibular, sendo 115 anteriores e 192 posteriores) foram instalados em 295 pacientes (125 homens e 170 mulheres com

idade de 24-79 anos). No final do estudo, A taxa de sobrevida foi de 98,4% e uma porcentagem muito baixa de afrouxamento do pilar foi encontrada (0,66%), com apenas dois pilares soltos. Apenas quatro implantes não preencheram os critérios de sucesso estipulados pelos autores (97,07% de sobrevida) (Mangano et al., 2010).

Em um estudo prospectivo mais recente, com 6 anos de acompanhamento, Mangano et al. (2011) avaliaram o índice de sobrevida de 2.459 implantes CM instalados em 893 pacientes. Os autores encontraram a taxa de sobrevida dos implantes de 98,23%. Após 6 anos, distância entre o ombro do implante e o primeiro contato com osso visível foi de 1,10 mm ($\pm$ 0,30 mm). Concluíram que a utilização de implantes com conexão CM pode ser indicada para a reabilitação de arcos parcial e totalmente desdentados.

2.4 ENSAIOS LABORATORIAIS

A ocorrência de deformação permanente e/ou fratura dos parafusos que conectam o pilar ao implante podem promover microdeslocamentos da interface I-P já demonstrados em diversos estudos (Balfour; O'Brien, 1995; Steinebrunner et al., 2008; Coppedê et al., 2009).

Os microdeslocamentos nessa região podem ocasionar a formação de fendas propícias à colonização bacteriana que levam ao desenvolvimento de peri-implantite. A infiltração de bactérias por meio desta fenda foi demonstrada em diversos sistemas com conexões externas e internas (Proff et al., 2006; Coelho, 2008). No entanto, foi constatado em estudos microbiológicos, que a conexão cônica interna é capaz de promover um melhor selamento desta região, impedindo a colonização bacteriana nas estruturas do sistema. Apesar disso, passados 63 dias, mesmo os implantes em duas peças com conexão interna permitem a passagem de bactérias (Jansen et al., 1997; Dibart et al., 2005; Aloise et al., 2010).

Acreditando na hipótese de que a concentração de tensões na crista óssea provocados por implantes seriam a causa da perda óssea, e de que implantes com conexão cônica interna seriam capazes de reduzir a quantidade de tensão gerada

na região ao redor do colar do implante, Bernardes (2004) analisaram, por meio da fotoelasticidade, a distribuição de tensões em implantes com conexão HE, HI e CM. Diante de cargas cêntricas os três sistemas não apresentaram diferenças estatisticamente significativas. Diante de cargas excêntricas, os melhores resultados foram observados em implantes HI, contrariando a hipótese inicial, e os piores resultados foram encontrados nos implantes HE.

Bernardes et al. (2006) avaliaram a distribuição de tensão ao redor de protótipos de implantes idênticos externamente (4,3 mm x 13 mm) variando-se apenas quanto a conexão (externa e interna). Os implantes foram inseridos em blocos de resina fotoelástica (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, Brasil) e, sobre os mesmos, um pilar ao qual foi encaixada uma mesa de 2,5 mm de altura e 13 mm de diâmetro para aplicação de carregamento. Os implantes foram submetidos a dois tipos de cargas compressivas verticais, uma aplicada no centro da mesa (cêntrica) com 1,5 kg e outra paralela ao longo eixo do implante deslocada 6,5 mm do centro da mesa (excêntrica) com 0,75 kg. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa para carga cêntrica ("t" de Student, $p < 0,05$). Entretanto, para a carga excêntrica foi encontrada diferença estatisticamente significativa em relação a carga centralizada, quando comparado todo o corpo do implante (61 pontos) e quando analisada somente a região de colar (9 pontos) (U de Mann Whitney, $p < 0,05$), sendo que nas duas condições os implantes com conexão interna apresentaram os menores valores. A concentração das tensões na conexão externa sob cargas verticais centralizadas foi 1,28% maior em todo o corpo do implante e 2,11% maior na região do colar. Sob cargas descentralizadas a conexão HE apresentou concentração de tensão 12,93% maior no corpo todo do implante e 17,36% maior na região de plataforma. Acredita-se que a inclusão de roscas nos implantes reduziriam o problema por aumentar a área de contato da interface implante/osso.

Veríssimo (2007) avaliou, por meio do método fotoelástico, a distribuição de tensões em implantes HE (LifeCore[®]), HI (Frialit[®]) e CM (Ankylos[®]) de 5,0 x 13 mm, fabricados pela empresa Neodent[®] (Curitiba, Brasil), mediante cargas oblíquas. Cada grupo apresentava 4 amostras, sendo analisados 21 pontos próximos aos implantes e testados estatisticamente por meio do teste Kruskal-Wallis ($p < 0,05$). Nas

condições avaliadas, sob carregamento oblíquo, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p=0,058$). O autor concluiu que todos os sistemas de conexão avaliados estão aptos a serem indicados a substituir dentes naturais constantemente expostos a cargas desse tipo.

Steinebrunner et al. (2008) avaliaram a influência, em longo prazo, das cargas dinâmicas sobre a resistência à fratura de diferentes tipos de conexões I-P. Foram testados implantes de seis sistemas, entre eles dois em hexágono externo (Brånemark® e Compress®), três implantes com conexões em hexágono interno (Frialit-2®, Camlog® e Screw-Vent®) e um do tipo triplo-canal (Replace-Select®). A resistência à fratura foi testada nos implantes antes e após a aplicação de carga dinâmica. Três exemplares dos sistemas Brånemark® e Compress® e seis espécimes dos sistemas Screw-Vent® e Frialit-2® falharam durante o carregamento dinâmico, observando-se desta forma, diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas ($p\leq 0,05$). Os autores concluíram que implantes com conexões internas do tipo triplo-canal (Replace-Select®) apresentaram maior longevidade e resistência à fratura, quando comparados com implantes HE e HI.

Coppedê et al. (2009) avaliaram a conexão I-P em implantes Neodent® com conexões HI e CM, objetivando identificar se as diferenças estruturais destes sistemas influenciam sua resistência à fratura. Vinte implantes cônicos de 4,4 mm x 13 mm foram testados, sendo 10 HI e outros 10 CM. E vinte pilares foram parafusados, 10 aos implantes HI (parafuso passante) e outros 10 aos implantes CM (sólidos). Foram realizados testes de compressão, por meio de uma máquina universal de ensaios, com carga excêntrica de 500 kgf (4.903 N), até que se obtivessem a Força Máxima de Deformação (FMD) e a Força de Fratura (FF). A FMD nos implantes CM foi superior aos HI, 90,58 kgf (888 N) e 83,73 kgf (821 N), respectivamente ($p=0,0182$). Todos os implantes de HI apresentaram fraturas do parafuso, após atingir a FMD, sendo a FF média de 79,86 kgf. Não houve fratura em nenhum dos espécimes de implante CM, embora todos tenham sofrido deformações permanentes em seus colares e no pilar protético. Os autores concluem que os pilares sólidos de implantes CM possuem maior resistência à deformação comparados aos HI com parafuso trespassante.

Balfour e O'Brien (1995) avaliaram em teste de resistência à fadiga implantes unitários com sistemas de conexão HE, HI e octógono interno (OI). Em geral, a configuração HI proporcionou o maior nível de estabilidade, provavelmente devido à maior área de contato na região de conexão, encontrando, após a falha de alguns parafusos, a possibilidade de restabelecer a junção com o pilar. Nos implantes HE a falha do parafuso ocorreu, de modo a inviabilizar restabelecimento da conexão do pilar. Nos ensaios de fadiga com carregamento cíclico, apesar de mais vulnerável às cargas horizontais, os implantes OI apresentaram a maior resistência (400 N), seguido por implantes de HI (367 N) e implantes HE (242 N). Concluiu-se que o sistema de implante HI foi o desenho mais eficaz testado, talvez por causa da proteção na base do hexágono promovendo um abraçamento do seu pilar protético.

Utilizando o MEF bidimensional, alguns autores estudaram a distribuição de tensões geradas no osso alveolar por um implante de hidroxiapatita. Aplicando carga vertical e analisando em um corte vestibulo-lingual, observaram maior concentração de esforços na região crestal do osso cortical ao redor do implante. As tensões no osso cortical ao redor do colar do implante foram 29 vezes maiores que as encontradas no osso esponjoso (Kitoh et al., 1988).

Matsushita et al. (1990) analisaram por MEF, em uma secção bidimensional vestibulo-lingual da mandíbula, a distribuição de tensões de um implante cilíndrico de hidroxiapatita. Os autores concluíram que a tensão no osso cortical era superior a do osso medular, sendo duas vezes superior diante de cargas laterais, principalmente na região do colar do implante. Na presença de cargas laterais, as tensões eram duas vezes maiores e no osso cortical, as tensões foram inversamente proporcionais ao diâmetro do implante.

Holmgren et al. (1998), referindo-se ao MEF, acreditam ser este um método plenamente confiável para avaliações de sistemas de implantes. Analisaram os efeitos do diâmetro e da forma dos implantes, e da direção das cargas, na distribuição das tensões sobre o osso peri-implantar. Compararam implantes escalonados e cilíndricos retos, variando-se o diâmetro (3,8 a 6,5 mm). Para tanto, aplicaram cargas verticais, horizontais e oblíquas a 45°. Como conclusões ressaltaram que: a) nem sempre os implantes de maiores diâmetros são melhores na distribuição das tensões ao osso; b) a distribuição das tensões é mais uniforme

para os implantes escalonados; e c) é importante considerar principalmente as cargas oblíquas, pois se assemelham às condições bucais.

Por meio do MEF, Palacios Moreno (1998) avaliou a distribuição das tensões no implante e tecido ósseo variando-se o diâmetro do implante, em dois casos específicos: um implante de 4.1 x 10 mm (I) e outro de 3.3 x 10 mm (II), ambos sob carga axial de 100 N e carga oblíqua de 50 N. Verificou ainda as regiões mais solicitadas do implante, com possíveis zonas de fragilidade, já que pode ser uma preocupação nos implantes de menor diâmetro. Os resultados permitiram concluir que as tensões no osso cortical foram maiores que no medular, nas duas condições de carga. Sob carga vertical as maiores concentrações de tensões se localizaram no colar do implante, sendo 37,28% mais solicitado no caso II; no osso circunvizinho a esta região foi 19.5% maior no caso II. No osso cortical (em ambos casos) a região vestibular e lingual foram ligeiramente mais solicitadas que mesial e distal.

Sakaguchi e Borgersen (1995) avaliaram com MEF a transmissão de tensões entre os componentes protéticos. Para tanto, confeccionaram um modelo de implante do sistema 3i[®] com 3,75 mm de diâmetro, um pilar reto e seu parafuso, um cilindro de ouro de 3,0 mm, e um parafuso de fixação de ouro de 3,0 mm. A pré-carga no parafuso de fixação do pilar resultou em contato na interface implante-pilar; nas primeiras roscas do parafuso do pilar e na interface do parafuso de fixação do pilar. As forças mais altas foram geradas na interface I-P (120,6 N). As forças totais de contato na interface I-P foram de 188,3 N e de 187,2 N na interface pilar-parafuso direcionando-se para axial.

Sendyk (1998) analisou a distribuição das tensões em implantes, variando-se o diâmetro do implante e o material da coroa protética, por meio do MEF. O autor observou que quanto maior o diâmetro do implante, menor era o valor das tensões geradas ao osso cortical. Também não encontrou grande diferença em relação aos tipos de material restaurador testados (porcelana e compômero) e a região próxima ao colar dos implantes foi a mais solicitada, diminuindo quanto mais para apical.

Sendyk (1998) avaliou a distribuição das tensões em implantes com conexão em HE, pelo MEF bidimensional, submetidos a carga compressiva de 100 N, variando-se o diâmetro do implante e o material da coroa protética. O autor observou

que quanto maior o diâmetro do implante, menor era o valor das tensões geradas ao osso cortical. Também não encontrou grande diferença em relação aos tipos de material restaurador testados (porcelana e compômero) e a região próxima ao colar dos implantes foi a mais solicitada, diminuindo quanto mais para apical.

Boggan et al. (1999) ressaltaram que os maiores problemas atribuídos a atuação das tensões sobre os implantes são a fratura dos componentes e o afrouxamento dos parafusos. Avaliaram a influência do diâmetro da plataforma do implante, bem como a altura do hexágono, em contraposição a forças de compressão pela leitura do aparecimento de fenda ao microscópio eletrônico de varredura (MEV). Os autores puderam concluir a respeito apenas dos componentes do sistema, demonstrando a maior resistência dos componentes de largo diâmetro em relação à fratura.

Hansson (1999) verificou, pelo MEF, implantes Astra de 3,5 x 11 mm (não bicorticalizado) e 3,5 x 15 mm (bicorticalizado), apresentando suas paredes laterais variando entre 0,3 e 0,8 mm na área do colar do implante. O autor verificou entre suas conclusões, que o aumento da espessura da parede lateral na área do colar do implante reduziu a concentração de tensões encontrados diante das cargas excêntricas.

Por meio do MEF, Hansson (2000) tiveram como um dos seus objetivos de estudo investigar se a interface cônica, em comparação com uma interface de topo plana, promove um padrão de tensão diferente no osso, mediante cargas cêntricas. O autor investigou se a maneira pela qual as cargas são distribuídas no topo plano e no interior do cone afetam o padrão de tensões no osso marginal. Segundo seus resultados, o desenho da interface I-P tem grande influência sobre a tensão no osso marginal quando a conexão está a seu nível. O implante com a interface cônica pode resistir a cargas cêntricas maiores que o implante com interface de topo plano.

Em uma análise pelo MEF bidimensional, O'Mahony et al. (2000) objetivaram avaliar o efeito de carregamentos verticais no centro do pilar (carga cêntrica) e deslocadas com 2 mm, 4 mm e 6 mm do centro do pilar (cargas excêntricas), a uma intensidade de 490 N. Os autores observaram que a medida que o ponto de aplicação da carga se afastava do centro do implante, os valores de tensão médios

aumentavam respectivamente três, cinco e sete vezes em relação as cargas cêntricas. Afirmaram ainda que as cargas excêntricas podem ser as responsáveis pela perda óssea próxima ao redor dos implantes.

Hungaro (2002), por meio do MEF, analisou a distribuição das tensões na superfície interna de dois diferentes sistemas de implantes e nas estruturas de suporte. Um deles tratava-se de um implante da Nobel Biocare® que apresentava conexão HE, com 3,75 mm de diâmetro e corpo cilíndrico. O outro era um implante da Friadent®, com conexão HI, com 3,80 mm de diâmetro e corpo cônico escalonado. Ambos os implantes apresentavam pilares e coroas protéticas. Uma imagem radiográfica da região posterior da mandíbula foi tomada para a modelagem da estrutura óssea. Uma carga compressiva cêntrica de 100 N foi aplicada, sendo distribuída em dois pontos de 50 N na cúspide vestibular. Os resultados mostraram que existiu maior concentração de tensões no parafuso de fixação do pilar no sistema da Nobel Biocare® e no parafuso de fixação da coroa protética. No sistema da Friadent®, as tensões observadas no parafuso de fixação da coroa protética foram comparativamente menores. Segundo o autor, o hexágono interno participa na proteção do parafuso do pilar transmitindo as tensões diretamente ao implante. As tensões transmitidas ao tecido ósseo adjacente foram comparativamente similares, em ambos os sistemas.

Fortuna (2003) avaliou as tensões e deformações de von Mises pelo MEF na estrutura de um implante unitário cônico escalonado, rosqueável, com hexágono interno em sua conexão com o pilar, na coroa protética e no tecido ósseo de suporte, submetidos a uma carga cêntrica de 100 N. Foram simuladas três situações de carregamento: carga imediata, carga precoce e carga tardia. Os resultados indicaram que, a tensão máxima concentrou-se na região da conexão I-P para todos os casos, com valores muito semelhantes. O trabalho demonstrou que a aplicação de carga em implantes unitários deveria respeitar as fases iniciais de reparação óssea, e mais indicada a partir da oitava semana da cirurgia de implantação.

Bozkaya et al. (2004) realizaram um estudo com o objetivo de investigar os efeitos da geometria externa e da magnitude das forças oclusais nas formas dos defeitos ósseos para cinco sistemas de implantes comercialmente disponíveis. Cinco

diferentes sistemas de implantes: Ankylos[®], Astra[®], Bicon[®], ITI[®] e Nobel Biocare[®], com dimensões compatíveis, mas diferentes no passo de rosca e na forma do módulo da crista, foram comparados usando o MEF. Um modelo de osso tipo II foi confeccionado, considerou-se que os implantes estavam completamente osteointegrados. Forças oclusais de várias magnitudes (0 a 2.000 N) foram aplicadas sobre os pilares. Para cargas oclusais, até 300 N, o osso compacto não foi sobrecarregado por nenhum sistema de implante. No entanto, em uma carga oclusal extrema (1.000 N ou mais) as características da sobrecarga óssea foram dependentes da forma geométrica do implante, sendo significativamente diferente entre os sistemas avaliados.

Çehreli et al. (2004) realizaram o MEF tridimensional, com o objetivo de comparar o comportamento da transmissão de esforços em implantes de uma ou duas peças com conexão CM. Foram simulados carregamentos de 50 N e 100 N na vertical e na face lateral do pilar. A magnitude das tensões máximas e mínimas para os diferentes desenhos de implantes se mostrou semelhante. Os autores concluíram que, a conexão não parece ser um fator determinante na distribuição das tensões sobre os implantes dentários.

Utilizando modelo tridimensional da mandíbula pelo MEF, Himmlová et al. (2004) objetivaram determinar a influência do comprimento e do diâmetro dos implantes na dissipação das tensões. Aumento no comprimento dos implantes também resultou em uma redução das tensões equivalentes de Von Mises; entretanto a influência do comprimento, não foi tão grande quanto o diâmetro. Os autores concluíram que o aumento no diâmetro do implante resulta em uma distribuição mais favorável das forças mastigatórias.

Kitagawa et al. (2005), por meio do MEF, compararam a estabilidade da conexão de um implante hexágono externo MKIII 3,75 x 13 mm (Nobel Biocare[®], Gotemburgo, Suécia) e de um cone Morse Ankylos 3,5 x 14 mm (Degussa Dental[®], Hanau, Alemanha). Os autores observaram maiores micromovimentações na interface HE. Além disso, verificaram a presença de movimentos de rotação nos pilares com interface hexagonal, e completa ausência de movimentos de rotação nos pilares com interface cônica, demonstrando sua estabilidade mecânica. Os

autores acreditam ainda que tais movimentações possam favorecer a fadiga dos parafuso de fixação do pilar.

Petrie e Williams (2005) compararam, entre outros, o diâmetro dos implantes. Foram criados modelos tridimensionais pelo MEF de uma secção da mandíbula conjuntamente com um implante unitário envolvido por osso trabecular e cortical. A interação entre os ossos e o implante foi assumida como uma adesão perfeita. O diâmetro dos implantes variou de 3,5-6 mm, o comprimento dos implantes esteve entre 5,75-23,5 mm. O diâmetro crescente do implante resultou em uma redução de 3,5 vezes da tensão na crista óssea. O comprimento crescente do implante reduziu as tensões em 1,65 vezes. Enquanto, o formato cônico aumentou a tensão, principalmente, em implantes curtos. Os autores concluíram que o diâmetro, o comprimento e o formato cônico do implante devem ser considerados conjuntamente devido aos seus efeitos interativos sobre a tensão no osso da crista.

Chun et al. (2006) avaliaram, por meio do MEF, a Influência do tipo de pilar do implante na distribuição de tensões no osso sob várias condições de carga. Os autores avaliaram pilares em HE, HI e CM. No caso do implante de uma peça, a carga foi transferida uniformemente, não só para o implante, mas também para o osso. No entanto, a tensão de von Mises máxima gerada no osso com o implante CM foi sempre maior do que a gerada com o implante HI, independentemente do ângulo de inclinação da carga, sendo maior em todos os casos para o implante HE. No caso do implante HI, a condição de contato com atrito entre pilar e implante nas articulações e no pescoço cônico do pilar reduziu o efeito de flexão causado pela componente horizontal da carga inclinada. Segundo os autores, o tipo de pilar influencia na distribuição de tensões ao osso, devido seus diferentes mecanismos de transferência de carga e diferentes áreas de contato entre implante e pilar.

Kong et al. (2009) aplicaram o MEF para examinar os efeitos do diâmetro e comprimento do implante nas tensões da mandíbula, e para avaliar o deslocamento máximo do conjunto I-P em modelos de carga imediata. O diâmetro (D) do implante variou de 3,0-5,0 mm e o comprimento (C) de 6,0-16,0 mm. Os resultados mostraram que o estresse máximo no osso cortical foi diminuída em 65,8% com a carga excêntrica e o aumento do diâmetro, e no osso esponjoso, diminuiu 71,5% sob carga cêntrica, com um aumento do comprimento. O deslocamento máximo do

conjunto I-P diminuiu 64,8% com a carga excêntrica com um aumento do diâmetro. O implante demonstrou ser mais sensível ao comprimento que ao diâmetro sob cargas cêntricas, enquanto o diâmetro desempenhou um papel mais importante no reforço da sua estabilidade sob cargas excêntricas. Quando o diâmetro excedeu 4 mm e o comprimento 11 mm, tanto estresse mínimo quanto o deslocamento foram obtidos. Portanto, essas dimensões foram ideais biomecanicamente para a colocação imediata de implantes.

Pessoa et al. (2010) avaliaram a biomecânica dos implantes imediatos, comparando-se três diferentes tipos de conexão I-P. Um modelo computacional de elementos finitos baseado na tomografia computadorizada de um alvéolo de extração da região de incisivo central superior foi construído contendo implantes com conexão HE, HI e CM. O contato íntimo foi utilizado nas interfaces do osso, do implante e do pilar, e do parafuso de fixação do pilar. A maior influência do tipo de conexão no estresse foi encontrado no parafuso do pilar. Por outro lado, uma grande influência dos diferentes tipos de conexão sobre a tensão no osso pôde ser observada. O desenho da conexão não influenciou de maneira significativa no ambiente biomecânico dos implantes instalados imediatamente. Evitar a sobrecarga do implante e assegurar uma estabilidade inicial suficiente são os parâmetros mais relevantes para a promoção de um ambiente seguro biomecânica neste protocolo.

Teixeira et al. (2009) objetivaram fazer uma análise comparativa pelo MEF bidimensionais das tensões geradas em conjuntos de implantes unitários, representando o dente 45, submetidos à carga cêntrica e excêntrica, em situações com suporte ósseo total e parcial. A partir de arquivos em CAD cedidos pela empresa Conexão[®], quatro modelos foram confeccionados, representando uma coroa unitária, confeccionada em ouro tipo IV e cobertura de cerâmica feldspática, aparafusada em um implante padrão Brånemark, sendo dois simulando reabsorção óssea e dois simulando uma condição óssea normal. O valor da carga aplicada foi de 100 N em cada modelo e a direção de aplicação ocorreu na vertical e obliquamente a 45°. Foram feitas análises pelo critério de von Mises e de tração-compressão. Constatou-se que a direção da carga foi mais predominante na distribuição das tensões, sendo que a carga cêntrica gerou menores tensões que a carga excêntrica. A distribuição das tensões de von Mises foram maiores no modelo

sem reabsorção óssea e os parafusos de retenção e fixação no modelo com reabsorção óssea foram significativamente mais requisitadas.

Chang et al. (2010) analisaram as tensões na interface osso-implante em modelos tridimensionais anisotrópicos de elementos finitos de implantes padrão *platform switching* e com plataforma convencional na maxila posterior. Foram confeccionados modelos da região de primeiro molar direito de uma maxila humana desdentada de 11 mm de espessura no sentido vestibulo-palatino, 6,5 mm de largura méso-distal e 13 milímetros de altura súpero-inferior. Um único implante Osseotite Certain implant (Biomet 3i®) de 4,1 x 10 mm foi instalado no modelo. Um modelo simulou uma conexão com pilar de 4,1 mm de diâmetro e o outro com um pilar mais estreito, de 3,4 mm de diâmetro. Uma coroa (8,5 x 10,6 x 10,6 mm) de liga de ouro com 2 mm de espessura oclusal foi aplicada sobre o pilar de titânio. As propriedades dos materiais de osso compacto e esponjoso foram modeladas como totalmente ortotrópicos e transversalmente isotrópicos. Cargas oblíquas (200 N na componente vertical e 40 N na componente horizontal) foram aplicadas. As tensões de von Mises, de compressão e de tração no osso compacto foram menores no modelo de plataforma *switching* que no modelo convencional. No entanto, as tensões de von Mises no osso esponjoso foram maiores no modelo de plataforma *switching* que no modelo convencional. O conceito *platform switching* reduziu a concentração de tensões na área de osso compacto e deslocou para a área de osso medular durante o carregamento oblíquo.

Falcón-Antenucci et al. (2010) avaliaram tridimensionalmente a influência da inclinação das cúspides na distribuição de tensões em próteses implanto-suportadas. Três modelos tridimensionais foram criados para simular uma secção de osso mandibular com implantes de 3,75 mm de diâmetro x 10 mm de comprimento (Conexão®) e coroa por meio de um scanner 3D e software de CAD 3D. Blocos de osso de 25,46 mm de altura, 13,81 mm de largura e 13,25 mm de espessura, foram obtidos por tomografia computadorizada de uma secção sagital do segundo molar região. A coroa metalo-cerâmica unitária parafusada foi simulada usando três inclinações da cúspide (10°, 20° e 30°). Os modelos 3D (10d, 20d e 30d) foram transferidas para o programa NeiNastran 9.0 (Noran Engineering, Inc., Westminster, CA) para gerar uma malha e executar a análise de tensão. Uma carga oblíqua de

200 N foi aplicada na face interna vestibular da coroa. Os resultados foram visualizados por meio de mapas da tensão von Mises. A máxima concentração de tensão foi localizada no ponto de aplicação da carga. O implante apresentou maior tensão no modelo 30d (160,68 MPa), já a cortical óssea mostrou valor mais elevado de tensão no modelo 10d (28,23 MPa). As tensões sobre o implante e a interface I-P aumentou com o aumento de inclinação da cúspide, contudo, as tensões sobre o osso cortical diminuíram.

Pessoa et al. (2010) avaliaram a influência do conceito *platform switching* na biomecânica em diferentes protocolos de carregamento de implantes. Para tanto, um modelo de elementos finitos baseada em tomografia computadorizada de um alvéolo de extração da região de incisivo central superior foi construído contendo um implante cônico com conexão HE de 13 mm de comprimento e plataforma de 4,3 mm. Pilares de 4,3 mm e 3,8 mm de diâmetro foram fixados ao implante. Portanto, o ombro do implante combinou perfeitamente ao ombro do pilar de 4,3 mm, enquanto o pilar de 3,8 mm assumiu uma configuração de *platform switching*. Então, protocolos de instalação imediata, carga imediata e carga convencional foram simulados. Os autores afirmam que um desajuste horizontal de 0,5 mm não proporcionam uma importante contribuição para o ambiente biomecânico dos implantes. Além disso, segundo os autores, parece não existir nenhum inconveniente biomecânico que justifique a redução do diâmetro do pilar para mover a área de interface I-P para longe da interface osso-implante.

2.5 INTERFEROMETRIA ELETRÔNICA POR PADRÕES DE *SPECKLE*

Para que se tente entender a técnica da Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* (ESPI), alguns conceitos físicos básicos em óptica e de metrologia são descritos a seguir:

Quando uma fonte de luz *laser*⁴ é incidida sobre um objeto cuja superfície é opticamente lisa, esta será espalhada segundo a lei da reflexão (Figura 2.8-a). Quando a mesma fonte de *laser* é incidida sobre uma superfície opticamente rugosa, esta será espalhada de forma difusa. O feixe é refletido em todas as direções (Figura 2.8-b).

Figura 2.8 - Esquema do processo de formação do granulado óptico. a) Espalhamento especular da luz e b) espalhamento difuso da luz (Adaptado de Silva, 2007)

Quando um feixe de luz colimada (que caminha paralelamente) e coerente (formada por ondas de mesma frequência, mesmo comprimento de onda e mesma fase) é incidido sobre uma superfície opticamente rugosa, ou seja, com rugosidades da ordem do comprimento de onda da luz incidente, esta atua como um emissor de pequenas ondas secundárias, havendo a formação de uma estrutura granular no espaço a qual é dado o nome de *speckle* (Schertl et al., 1995; Silva, 2007; Silva; Muramatsu, 2007). O termo *speckle* deriva do inglês, traduzindo-se para o português como “salpicado”, “granulado”, “granitado” ou “ruído óptico”. Na literatura internacional o termo é frequentemente referido pelo termo na língua inglesa *speckle* sendo, portanto, designado dessa maneira ao longo desse trabalho.

⁴ Acrônimo de Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

Como uma impressão digital, essas manchas são inerentes à superfície investigada. Os *speckles* foram inicialmente considerados como um efeito colateral adicional, indesejadas de luz *laser*, e um esforço considerável foi dedicada a encontrar métodos para reduzir este ruído.

Como afirmou o próprio Dennis Gabor, que descobriu a holografia (Gabor, 1971, p.38):

“...na verdade o *speckle* não é ruído; é informação que não desejamos, informação (...) na qual não estamos interessados.”

Em seguida, a comunidade científica voltou sua atenção para o aproveitamento do efeito *speckle*. Isto levou ao desenvolvimento de um novo ramo de técnicas ópticas, chamado de metrologia *speckle*, agora firmemente estabelecido.

Grande parte das superfícies de objetos, aparentemente lisas ao olho humano, são na verdade rugosas na escala micrométrica. Normalmente, objetos iluminados com luz *laser* apresentam-se cobertos pela estrutura granular do *speckle* (Silva, 2007). Portanto, dois aspectos dos materiais podem favorecer a visualização dos padrões de *speckle*, a sua reflectividade e a sua rugosidade. O requisito do *speckle* é que a superfície incidida não seja polida (Silva, 2007).

Esses grânulos são a descrição das características físicas da superfície analisada. Utilizando outro feixe de *laser* como referência o qual parte da mesma fonte de *laser*, e sobrepondo as duas imagens contrastadas, é gerada outra imagem da combinação de contrastes denominada Interferograma (Saito, 2010). Quando se compara os interferogramas antes e depois do carregamento mecânico, por exemplo, o resultado é um padrão de franjas, que revela o deslocamento físico da superfície.

A Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* (ESPI), como o próprio nome sugere, é uma técnica interferométrica que vem sendo utilizada desde o início dos anos 1970 por Butters e Leendertz (Saif et al., 2007). A técnica ESPI é também conhecida por outras designações como: *Digital Speckle Pattern Interferometry*

(DSPI), TV Holográfica, Holografia Eletro-Óptica ou Holografia Imagem Eletrônica (Saito, 2010).

A técnica ESPI foi desenvolvida a partir da técnica de Interferometria Holográfica, a qual foi descoberta e primeiramente descrita, em 1948, por Dennis Gabor no laboratório da British Thomson-Houston Company, é comumente utilizada para análise de tensões, em que o trajeto das alterações dimensionais é registrado em placas ou filmes holográficos (Gabor, 1948). A técnica ESPI ganhou um impulso decisivo na década de 1980, com o advento do desenvolvimento das câmeras CCDs (charge coupled devices), câmeras eletrônicas, capturadores de quadros e da possibilidade de análise computadorizada das franjas, substituindo as placas e os filmes holográficos como um meio de gravação, até então muito utilizados (Saif et al., 2007; Saito, 2010).

A utilização de padrões de *speckle* aplicados a medidas de deslocamentos ou deformações é baseado na técnica fotográfica de dupla-exposição. Ao contrário da holografia analógica, que utiliza uma tela, um filme fotográfico ou um detector fotossensível como receptor dos raios refletidos, a técnica ESPI utiliza uma CCD para aquisição e um computador para processamento das imagens (Amaro et al, 2006). A determinação destes deslocamentos é baseada na gravação do padrão com a amostra em duas condições distintas. Em seguida, essas imagens são somadas e, calculando-se a transformada de Fourier sobre a superposição, obtém-se um padrão de franjas paralelas igualmente espaçadas, onde o deslocamento pode ser visualizado perpendicularmente a direção das franjas. Medindo-se a distância entre as franjas do interferograma obtido no computador, consegue-se determinar o deslocamento entre os dois padrões de *speckle* somados e, conseqüentemente, o deslocamento sofrido pela amostra (Silva; Muramatsu, 2007).

Exemplificando, a observação dos deslocamentos baseia-se na gravação de imagens (padrões de *speckle*) com a amostra em duas condições independentes, com carga (Figura 2.9-a) e sem carga (Figura 2.9-b), por exemplo. Em seguida, essas imagens são sobrepostas gerando um terceiro padrão de interferência (Figura 2.9-c) e, calculando-se a transformada de Fourier (FFT), obtém-se um mapa de franjas (Figura 2.9-d), as quais são distribuídas paralelamente, igualmente espaçadas e onde o deslocamento ocorre perpendicularmente às mesmas.

Figura 2.9 - (a) padrão de *speckle* 1; (b) padrão de *speckle* 2; (c) soma dos dois padrões de *speckle* 1 e 2; e (d) mapa de franjas após a aplicação da transformada de Fourier

O tamanho dos grãos de *speckle* depende, basicamente, de três fatores: comprimento de onda (λ), distância entre o ponto de observação e o objeto espalhador (Z), e diâmetro da área iluminada do difusor (D). Fazendo-se aproximações geométricas convenientes, obtém-se a equação abaixo para a determinação do raio médio dos grãos constituintes do padrão de *speckle*, onde “ ρ_s ” corresponde ao raio do disco de Airy. Esta medida é importante para que se tenham grãos compatíveis com o tamanho dos pixels da CCD, ou seja, estes não devem ser menores que a área correspondente a um pixel (Silva; Muramatsu, 2007).

$$\rho_s = 1,22 \frac{\lambda Z}{D}$$

Segundo Dainty (1984), trata-se de um fenômeno óptico causado pela interferência de frentes de ondas eletromagnéticas que sofreram dispersão após a interação com um meio físico. A figura de interferência formada é similar a um conjunto de grãos claros e escuros que aparecem em uma superfície refletora difusa, luz que produz a iluminação por uma luz coerente e monocromática, como é o caso da luz *laser*. Este fenômeno ocorre porque as ondas da luz *laser* dispersas por elementos de superfície diferentes são sobrepostas com uma relação de fase aleatória no espaço.

Dependendo da configuração óptica do sistema de ESPI este pode ser sensível a dois tipos de arranjos para correlação de franjas, deslocamentos no plano ou fora do plano. Para que um sistema seja sensível a deslocamentos fora do plano, o objeto é iluminado por um feixe de luz e a referência obtida por meio de um feixe especular proveniente da mesma fonte (Bhaduri et al., 2007; Saito, 2010). A montagem para medir deslocamentos no plano, como a utilizada nesta pesquisa, utiliza dupla iluminação por meio da divisão do feixe (Rodriguez et al., 2004) e só é capaz de determinar os deslocamentos que ocorrem em uma direção.

A técnica ESPI utiliza luz *laser*, juntamente com a detecção de vídeo, gravação e processamento para visualizar os deslocamentos estáticos e dinâmicos de componentes com superfícies opticamente rugosas. Permite-se ensaios não-destrutivo, podendo ser utilizada para a análise de tensões, deslocamentos, deformações e vibrações. A visualização é em forma de franjas na imagem onde cada franja normalmente representa um deslocamento de meio comprimento de onda da luz utilizada, ou seja, de um micrômetro ou menos (Jones; Wykes, 1989).

Burstone et al. (1978) estudaram o deslocamento tridimensional em um dente incisivo central superior humano. Aplicaram cargas de 300 g no sentido línguo-vestibular paralelamente ao plano oclusal. Objetivavam verificar o deslocamento da crista óssea e da coroa dentária, além do centro de rotação do dente. Explicaram que o método não só oferece uma maior precisão em três dimensões, como também é não-destrutivo. Ainda, pode ser usado para calcular os centros de rotação diante de diferentes condições de carga. Concluíram que a técnica oferece a quantificação precisa dos efeitos da oclusão traumática e sob forças comumente utilizadas na ortodontia sobre o dente e suas estruturas de suporte.

O uso de técnicas de processamento digital de imagens para a técnica ESPI é discutida na literatura. Um sistema de processamento digital de imagens de TV com um quadro grande de memória nos permite realizar operações precisas e flexíveis, como a subtração, a soma e o nível de corte. Técnicas de processamento digital de imagem se tornam mais fáceis em comparação com as técnicas analógicas para gerar franjas de alto contraste. Algumas verificações experimentais são apresentadas nos casos de deslocamento da superfície e medições da amplitude de vibração (Nakadate, 1980).

Para estudar a distribuição da força de três tipos de próteses mandibulares parciais unilaterais em extremidades livres sob carga vertical sobre dentes artificiais, uma mandíbula fresca com 2º e 3º molares ausentes foi restaurada com prótese parcial fixa com cantilever, lançando três braços fecho prótese parcial removível e prótese parcial removível, respectivamente. A distribuição da força sobre a superfície do osso de suporte foi estudada utilizando a técnica ESPI. Esta foi exibida em tempo real e gravada. A determinação das franjas foi processada no microcomputador. O deslocamento correspondente do plano do osso de suporte da extremidade foi medido e analisado. Mostraram todos os três tipos de próteses contribuem para transmitir esforço de apoio ósseo. O deslocamento do plano de ossos correspondente de sustentação diminuída (Li et al., 1998).

Em um estudo piloto, Wahl e Lang (2004) apresentaram uma análise quantitativa tridimensional da deformação dinâmica em implantes sob carregamento pelo método interferométrico. Três parafusos do implante de diâmetro de 4.1 milímetros foram carregados usando um dispositivo piezelétrico (cristal que, quando submetido a uma pressão, gera um campo elétrico em um eixo transversal àquele onde foi aplicada a pressão), que pode ser subtendido como tensão. Os resultados mostraram que os parafusos exibiram um padrão homogêneo de deformação, visto que implantes com estruturas parafuso-retidas demonstraram deslocamentos da coroa, resultando na formação de fendas em grande parte entre 0.27 e 0.37 μm , podendo chegar a 0.82 μm em alguns casos. Os resultados suportaram a hipótese que a precisão elevada de componentes pré-fabricados é afetada adversamente por deformações dinâmicas.

Rodriguez et al. (2004) estudaram o comportamento de uma mandíbula seca humana frente a cargas tensionais por meio da ESPI no plano, utilizando fibras ópticas para o direcionamento dos feixes de *laser*. Os autores acreditam que a utilização de espelhos, lentes microscópicas e objetivas das montagens tradicionais tornam uma difícil tarefa o direcionamento dos feixes quando há a necessidade de se alterar a configuração óptica. A montagem foi constituída de um *laser* de He-Ne de 35 mW, incidindo em uma fibra óptica e esta, por sua vez, convergindo os feixes para que chegasse ao objeto e deste refletindo os padrões de *speckle* à câmera. A

principal vantagem desta montagem foi a simplicidade de promover alterações experimentais e apenas uma desvantagem, acoplar a fibra ótica ao *laser*.

Rodriguez (2005) avaliou a distribuição das tensões, por meio de próteses implanto-suportadas e dento-implanto-suportadas fixadas em mandíbulas de cães, pelo método da interferometria holográfica de dupla-exposição. Verificou nestas últimas uma pior distribuição das tensões às bases ósseas, bem como às próprias próteses. Mais tarde, Campos et al. (2006) avaliou, pelo mesmo método, as tensões envolvidas em hemi-mandíbulas de cães, nas condições: frescas, fixadas em solução de formol e maceradas. Os resultados mostraram que mandíbulas fixadas e maceradas sofriam mais tensões que mandíbulas frescas.

Zhang e Zhang (2006) investigaram a rotação dos dentes pilares de prótese parcial fixa na mastigação e analisaram o efeito da rotação sobre a estabilidade dos dentes pilares. Uma secção mandibular esquerda (sem o segundo pré-molar e o primeiro molar) foi usada como espécime. A interferometria *Speckle* foi empregada para medir o ângulo de rotação. O ângulo de rotação máxima não foi maior que $0,6^\circ$ e mudança do ângulo foi, obviamente, não-linear, quando a carga aumentou de 9,8 N a 225,4 N. A interferometria *Speckle* pode ser utilizada para medir a rotação dos dentes pilares. A superfície de contato com intrincados foi a principal razão para esta rotação e a mesma não teve efeito negativo sobre os dentes pilares de prótese parcial fixa de uso diário.

Oliveira (2007b) realizou a Simulação por Contração Isolada (SCI) e utilizou a técnica da interferometria holográfica de dupla-exposição, para estudar os esforços mastigatórios em crânios secos. Concluiu que em estruturas anisotrópicas, como o crânio, melhores resultados são obtidos com a técnica da interferometria holográfica, se comparada ao MEF e à fotoelasticidade.

Campos et al. (2009) realizaram a análise de tensão da mandíbula, quando submetidos a simulação das forças mastigatórias de uma extensão distal de próteses parciais removíveis. A técnica da interferometria holográfica foi utilizada para avaliar a deformação da mandíbula. Os resultados indicaram que uma adaptação correta da base da prótese é fundamental para reduzir as tensões na

mandíbula. Por meio da técnica níveis elevados de estresse na região do segundo molar, sugerindo a sua não inclusão nestas reabilitações protéticas.

Muramatsu et al. (2010) avaliaram a distribuição de tensões tridimensionalmente em um dente incisivo central superior com desgaste característico de abfração humano por meio da interferometria por *Speckle Laser* e em modelo matemático pelo MEF. Os autores atribuíram ao *Speckle Laser* vantagens como rapidez e facilidade da técnica, poder realizar o estudo no modelo real, mas atribuíram dificuldades como a incapacidade de visualizar certas regiões de acesso limitado, além disso, a necessidade de ter diversas CCDs para se obter resultados de múltiplas áreas. Já o MEF, apresenta a vantagem de se poder observar as tensões/deformações em qualquer região, contudo apresenta alto nível de dificuldade na modelagem e simulação do modelo numérico. As técnicas deveriam ser empregadas conjuntamente para interpretação de resultados.

Chattah et al. (2011) estudaram as relações morfo-funcionais e a deformação de incisivos inferiores em primatas utilizando a técnica ESPI. Embora comprimido ao longo de seu eixo longitudinal, a deformação nos incisivos ocorreu principalmente na direção lingual e paralelamente à direção da carga aplicada. A diferença entre os padrões de *speckle* de imagens consecutivas tiradas (antes e após a aplicação da carga) são usados para detectar mudanças nas fases das manchas. Os autores demonstraram a importância da associação dos incisivos com os dentes adjacentes no arco mediante cargas funcionais. Finalmente, o carregamento simultâneo de dois dentes na mandíbula mostrou que os mesmos funcionam como uma unidade funcional.

3 PROPOSIÇÃO

Realizar, por meio da Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle* (ESPI), a análise das deformações no colar de implantes cone Morse de diferentes diâmetros quando submetidos a cargas centrica e excêntrica, de 100 N e 50 N, testando-se a hipótese de que quanto maior o diâmetro do implante, menores serão as deformações a nível do colar do implante.

Avaliar:

- A História Temporal dos Padrões *Speckle*;
- A reprodutibilidade da técnica ESPI;
- Qual tipo de carga promove a maior deformação;
- Qualitativamente qual a direção das franjas formadas;
- Quantitativamente a distância das franjas em micrômetros;
- Quais as vantagens e as limitações desta montagem de ESPI.

4 Material e Métodos

4 MATERIAL E MÉTODOS

A metodologia seguiu critérios que permitisse sua reprodutibilidade. Para tanto, o capítulo 4 foi dividido em: 4.1 Seleção dos implantes; 4.2 Preparação dos corpos-de-prova; 4.3 Modo de aplicação das cargas; 4.4 Técnica ESPI; 4.5 História Temporal de Padrões *Speckle*; e 4.6 Modo de Obtenção das Franjas.

4.1 SELEÇÃO DOS IMPLANTES

Para realização deste estudo *in vitro*, foram selecionados dois sistemas de implantes cone Morse padrão “*platform switching*”: Friccional II (Kopp[®], Curitiba, Brasil) e Alvim CM (Neodent[®], Curitiba, Brasil).

Dois diferentes diâmetros de implante foram selecionados, em cada sistema. A padronização foi obtida pela seleção de implantes e pilares intermediários de mesmo comprimento (Quadro 4.1).

	Implante			Pilar		
	Modelo	Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)	Modelo	Comprimento (mm)	Cinta (mm)
Kopp [®]	Linha FII	4,3 5,5	11	Mini-Pilar R2	4	2
Neodent [®]	Alvim CM	3,5 5,0	13	Pilar CM	3,5	2,5

Quadro 4.1 - Relação dos implantes e pilares utilizados

Quatro implantes, sendo dois de cada sistema, foram distribuídos em dois grupos experimentais, de acordo com o diâmetro. Portanto, um implante com menor diâmetro integrou o G₁ e um implante com maior diâmetro integrou o G₂ (Tabela 4.1).

Tabela 4.1 - Implantes distribuídos em grupos experimentais, de acordo com o diâmetro do implante

	G_1 (mm)	G_2 (mm)
Kopp [®]	4,3	5,5
Neodent [®]	3,5	5,0

4.2 PREPARAÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.2.1 Desenho dos corpos-de-prova

Para a confecção dos corpos-de-prova foram consultadas as diretrizes de organizações científicas, como a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), o International Organization for Standardization (ISO), a American Dental Association (ADA) e a American Society for Testing Materials (ASTM). No entanto, foram encontradas normatizações apenas para ensaios de resistência à fadiga (ISO 14801:2007 e ASTM F1801-97) e de resistência ao torque (ISO 11953:2010) (Figura 4.1), não sendo encontrada nenhuma normatização específica para ensaios de compressão com carregamento estático em implantes dentários.

Figura 4.1 - Montagem do corpo-de-prova segundo a ISO 14801:2007, onde: 1. Bloco no qual o implante é fixado, é simulada a reabsorção óssea de 3mm; 2. Eixo do bloco; 3. Sistema de implante-pilar-coroa; 4. Bloco que cria força cíclica sobre o pilar; e F. Força cíclica sobre o sistema (Fonte www.straumann.com)

Dessa forma, corpos-de-prova semelhantes ao recomendado para ensaios de fadiga foram montados para este estudo. Não foram, contudo, posicionados com inclinação de 90° (Möllersten et al., 1997), 45° (Coppedê, 2007), 30° (ISO 14801:2007) ou 15° (Merz et al., 2000; Perriard et al., 2002). Os corpos-de-prova foram montados perpendicularmente à mesa de testes para permitir a melhor visualização das deformações ocorridas no colar dos implantes. Outra modificação foi a inclusão de um suporte metálico confeccionado pela fundição de uma liga de Co-Cr (StarLoy C, Dentsply-DeguDent, Hanau, Alemanha) integrando as amostras desde a base até o ápice do implante (Figura 4.2).

Figura 4.2 - Ilustração do método de montagem das amostras

A exposição de parte do colar do implante foi imprescindível para a análise da ESPI, por se tratar da região onde se incidiram os feixes de *laser*. Esta situação simula uma reabsorção óssea de 3 mm (ISO 14801:2007) e todos os corpos-de-prova apresentaram a mesma condição.

4.2.2 Fixação dos implantes

Os implantes do sistema Kopp®, por apresentarem conexão do tipo cone Morse real, tiveram seus pilares fixados por meio do instrumental “bate conexão”, conforme recomenda o fabricante (Figura 4.3). Este procedimento foi realizado colocando-se a ponta aplicadora de carga do instrumental sobre o pilar no seu longo eixo, posicionando o peso na extremidade superior e soltando-a por três vezes, de forma que o mesmo gerasse o impacto necessário para a fixação do conjunto I-P.

Figura 4.3 - Sistema bate conexão utilizado para fixar a conexão friccional do sistema Kopp®

Os implantes tiveram suas hastes rosqueáveis (corpo e ápice) fixadas com resina acrílica ativada quimicamente (RAAQ), JET Acrílico Autopolimerizante (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista-SP, Brasil), no centro de blocos cilíndricos (Möllersten et al., 1997; Muramatsu et al., 2010) representados por tubos de cloreto de polivinila (PVC) de $\frac{3}{4}$ de polegadas de diâmetro por 20 mm de altura (Figura 4.4).

Para a fixação dos implantes, cada tubo teve sua base selada com uma lâmina de cera rosa nº 7 (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista-SP, Brasil) e posicionada paralelamente à base de um paralelômetro Bio-Art (São Carlos, São Paulo, Brasil). Um transferente de moldeira aberta foi posicionado em cada conjunto I-P o qual foi fixado ao mandril da haste vertical móvel do paralelômetro. A resina foi vertida no interior do tubo ainda na fase arenosa de seu ciclo de polimerização e, abaixando-se a haste vertical móvel do paralelômetro, os implantes foram embutidos na resina, aguardando-se até que houvesse a completa polimerização da resina (Figura 4.4). Seguindo a metodologia empregada por diversos autores (Amaral et al., 2009; Marques, 2009; Muramatsu et al., 2010).

Figura 4.4 - Ilustração da fixação das amostras (a) implante sendo levado com o auxílio de um transferente de moldeira aberta fixado no paralelômetro até o nível pré-determinado; (b) implante já posicionado com 3 mm não-encapsulados pela resina; (c) implante em posição aguardando o tempo total de polimerização da resina

4.2.3 Mesa de aplicação de carga

Sobre o pilar foi parafusada uma mesa de aplicação de carga de 13 mm de diâmetro por 2,5 mm de altura (Figura 4.5), gerando uma alavanca de 9 mm do topo da mesa ao espelho do implante. O mesmo foi confeccionado por meio de cilindros calcináveis indicados para os pilares utilizados na pesquisa. Zipprich et al. (2007) afirma que uma alavanca de 8 mm quando submetida a cargas de 100 N gera um torque de 40 N.cm. Dispositivos similares foram utilizados nos estudos de Perriard et al. (2002), Bernardes et al. (2006) e Veríssimo (2007).

Figura 4.5 - Ilustração de como a mesa de aplicação de carga integrava o conjunto I-P

No sistema Neodent[®], foi seguido o torque de instalação ideal recomendado pelo fabricante (32 N.cm) com um torquímetro manual Mitutoyo (Figura 4.6).

Figura 4.6 - a) Torquímetro manual Mitutoyo; b) Torque de 30 N.cm sendo aferido no como recomenda o fabricante do implante Kopp[®]. Para o implante Neodent[®], o fabricante recomenda 10 N.cm

O quadro abaixo demonstra o torque de fixação dos respectivos pilares e mesa de aplicação de carga em cada sistema testado (Quadro 4.2).

	Pilar	Mesa
Kopp [®]	Bate Conexão	30 N.cm
Neodent [®]	32 N.cm	10 N.cm

Quadro 4.2 - Torque de fixação do pilar e da mesa de aplicação de carga em ambos os sistemas

4.2.4 Pintura dos corpos-de-prova

Como visto na resista da literatura, dois aspectos dos materiais podem favorecer a visualização dos padrões de *speckle*, entre eles, sua reflexibilidade (Silva, 2007). Visando promover maior homogeneidade da reflexão e eficiência na visualização (Rodriguez et al., 2004), todos as amostras foram pintadas na área estudada com Verniz Vitral (Acrilex Tintas Especiais S.A., São Bernardo do Campo,

São Paulo, Brasil) e pincelados com Purpurina de Cobre (Odonto Larcon – Comércio e Indústria Ltda, Maringá, Paraná, Brasil) (Figura 4.7).

Figura 4.7 - Pintura dos corpos-de-prova com verniz e purpurina de cobre

4.3 MODO DE APLICAÇÃO DAS CARGAS

A técnica ESPI é muito sensível. Portanto, não há necessidade de se utilizar um equipamento muito robusto para aplicação das cargas, mas deve-se utilizar um dispositivo mais estável durante os testes (Saito, 2010).

O equipamento para aplicação das cargas (dispositivo gerador de cargas) foi um paralelômetro DCL modificado (Figura 4.8). A aplicação das cargas sobre a mesa foi realizada por uma ponta metálica, acoplada ao mandril do dispositivo. Cada corpo-de-prova foi individualmente fixado em uma morsa confeccionada para a base do dispositivo, garantindo a estabilidade do mesmo durante a aplicação da carga (Elias; Lopes, 2007).

Figura 4.8 - Dispositivo de aplicação de cargas (DCL modificado)

A ponta aplicadora de carga do dispositivo teve seu peso aferido, para que fosse computado como parte integrante da carga aplicada. Apesar disso, demonstrou ser insignificante para o resultado final em todas as medidas. Padronizou-se obter o primeiro padrão de *speckle* com carregamento (carga compressiva de 100 N) o segundo padrão de *speckle* removendo-se a metade (carga compressiva de 50 N) e o terceiro mantendo-se apenas a massa da ponta aplicadora (considerada sem carga). A diferença entre as duas primeiras condições e a última representou a deformação da amostra.

Foram aplicadas verticalmente cargas compressivas estáticas de dois tipos: (I) no centro da mesa de aplicação de carga, permitindo a transferência de carga no longo eixo do implante (carga cêntrica) e (II) deslocada 5 mm de distância do centro, permitindo a transferência de carga fora do longo eixo do implante (carga excêntrica). Metodologia semelhante foi realizada no estudo de Bernardes et al. (2006). Em cada tipo de carga a seguinte sequência foi realizada: 100 N + ponta aplicadora de carga, aguardou-se 10 min para a obtenção do primeiro padrão de *speckle*. Removeu-se a metade da massa (50 N), permanecendo 50 N + ponta aplicadora de carga, aguardou-se 10 min para a obtenção do segundo padrão de *speckle*. Removeu-se a massa de 50 N, permanecendo apenas a ponta aplicadora de carga aguardou-se 10 min para a obtenção do terceiro padrão de *speckle* (sem carregamento).

4.4 TÉCNICA ESPI

Os ensaios foram realizados no Laboratório de Óptica do Instituto de Física da Universidade de São Paulo, sempre acompanhados pelo técnico em laboratório Diogo Soga e sob supervisão do Prof. Dr. Mikiya Muramatsu.

Na Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle*, do inglês Electronic Speckle Pattern Interferometry (ESPI), podem ser estudadas as propriedades da superfície de diversos objetos, como: rugosidade, tensões, deformações, deslocamentos, deflexões, vibrações, variações de temperatura, entre outros,

monitorando-se no seu estado estático e dinâmico (materiais inertes, não-inertes, sistemas particulados, biológicos e todos os sistemas passíveis de alterações).

Na técnica ESPI, dois feixes de luz coerentes são combinados para se obter registros holográficos. Trata-se de um método não-destrutivo, ou seja, não ocorre a inutilização do corpo-de-prova devido à perda parcial ou total de sua integridade (Elias; Lopes, 2007).

O não-contato com a amostra e a medição de campo total permite o cálculo da distribuição tridimensional da tensão/deformação e do deslocamento do objeto em teste como uma resposta a uma carga mecânica ou térmica. A técnica ESPI foi utilizada com sucesso nas indústrias automotiva, aeroespacial, eletrônica e biomédica (Rodriguez et al., 2004). Além disso, em muitos outros campos, como na pesquisa das propriedades dos materiais de construção, no comportamento dinâmico de uma variedade de componentes, em ensaios não-destrutivos e de fadiga, na mecânica das fraturas e na avaliação da conservação de obras de arte.

O sistema de ESPI utilizado consiste num interferômetro onde um feixe de luz coerente é dividido para gerar dois braços do feixe, os quais são convergidos até se encontrarem na posição em que deve estar o objeto. O padrão de *speckle* resultante da interferência dos dois feixes é captado por uma câmera CCD, que deve ser posicionada na bissetriz do ângulo formado pelos feixes incidentes, e armazenado num sistema de processamento de imagem. O primeiro padrão de *speckle* contém informações da superfície do objeto em análise. Após solicitação do objeto, é gravado um segundo padrão de *speckle* que apresenta modificações correspondentes às eventuais alterações da superfície. Correlacionando os dois padrões de *speckle* é possível obter a distribuição espacial do deslocamento com uma resolução da ordem da metade do comprimento de onda da luz utilizada (Rodriguez et al., 2004; Amaro et al., 2006).

A montagem da mesa de testes em óptica (Newport, USA) foi composta por um *laser* de He-Ne (10 mW, λ 632,8 nm – Research-Model 845, Newport, USA), espelhos, um íris, um cubo divisor de feixe e uma câmera CCD monocromática modelo KP-M1U (Hitachi Denshi, Ltd., Japão) com resolução de 13 μ m $\times$ 14 pixels. Para se evitar a influência externa das vibrações, devem-se realizar os testes em

ambiente controlado que minimize estas vibrações, de preferência em ambiente laboratorial extremamente sensível à perturbações (Saito, 2010). A mesa Newport possui um sistema de amortecimento a ar comprimido em sua base que absorve parte das vibrações provenientes do meio externo.

Os principais itens que compõe o sistema ESPI são: ·

- Luz *Laser*;
- Espelhos;
- Cubo divisor de feixe
- Câmera CCD;
- Computador.

Foi colocado um primeiro espelho a 45° ao qual o feixe de *laser* incidia, este refletia a luz a um segundo espelho posicionado a 45° , por sua vez refletia a luz para um terceiro espelho que também em um ângulo de 45° refletia o feixe para um cubo divisor de feixe. O cubo dividiu o feixe em dois, permanecendo um dos feixes na trajetória originária do espelho três e o outro refletindo a 45° . O primeiro feixe seguiu até o espelho 5 posicionado a 45° que refletiu o feixe direcionado ao espelho 6, sendo então refletido até o objeto. No caso do segundo feixe, este chegou até o espelho 4 e refletiu o *laser* até o objeto. A reflexão do objeto foi refletida a 45° pelo espelho 7 (260 mm do objeto) chegando até a câmera CCD (270 mm do espelho 7). Todo o processo foi mantida a altura média de 130,25 mm do feixe de *laser* em relação a mesa de testes (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Esquema da montagem da mesa de testes em óptica para o estudo da ESPI

Os grãos de *speckle* podem alterar-se em função do comprimento de onda da luz incidente, do diâmetro da área iluminada e da distância de observação (Silva, 2007). Na presente pesquisa foi determinada a distância de 530 mm, sendo 260 mm do objeto até o espelho 7 e 270 mm do espelho até a CCD.

4.5 HISTÓRIA TEMPORAL DE PADRÕES *SPECKLE*

Para validar o processo utilizou-se a História Temporal de Padrões *Speckle* (APÊNDICE A) do inglês Time History Speckle Pattern (THSP), onde uma figura bidimensional codifica informações espaciais e temporais, desta forma, uma coleção de imagens da superfície em estudo é registrada e a partir de suas comparações e/ou subtrações, um mapeamento identifica as regiões com maior atividade (Silva, 2007).

A THSP é obtida a partir da gravação de uma fileira de pixels em instantes sucessivos formando uma única imagem bidimensional (APÊNDICE B). A linha 1 da

THSP corresponde à sequência de *pixels* registrada numa fileira horizontal em determinado instante (padrão de *speckle* 1). A linha 2, à mesma fileira de *pixels* registrada num segundo instante. Sucessivamente, este processo foi realizado até a obtenção de uma nova imagem com a evolução temporal formada por diferentes padrões de *speckle* obtidos na mesma fileira ao longo do tempo (15 min, neste caso). Assim, na matriz de co-ocorrência é possível notar um conjunto de *pixels* que correspondem à distribuição espacial do padrão (vertical) e a evolução temporal destes no decorrer dos instantes registrados (horizontal) (Rabelo, 2007; Silva, 2007). A sequência do THSP está ilustrada a seguir (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Ilustração de como se processa o THSP. Cada padrão de speckle da origem a uma nova linha na imagem de THSP

A atividade do espécime é representado por alterações no eixo horizontal da imagem construída de forma que em uma amostra que apresenta baixa atividade, a variação do *speckle* é lenta e o THSP apresenta linhas paralelas e bem definidas (Figura 4.11-a). Quando uma amostra apresenta elevado nível de atividade a variação do *speckle* é rápida e o THSP se apresenta como um padrão irregular (Figura 4.11-b). Abaixo, o THSP de um caso estático e de um caso dinâmico.

Figura 4.11 - (a) Demonstração do THSP de um caso estático (nota-se a estabilidade do sistema) e (b) THSP de um caso dinâmico (nota-se a instabilidade) (adaptado de Silva, 2007)

A diagonal principal da matriz de ocorrência está relacionada às regiões homogêneas da imagem, cujos valores de intensidades são estáveis e não se alteram com o tempo, enquanto que as regiões mais afastadas da diagonal estão relacionadas às zonas de grande contraste de intensidade (Rabelo, 2000; Rodrigues, 2007).

4.6 MODO DE OBTENÇÃO DAS FRANJAS

As imagens obtidas pelo sistema de aquisição (CCD) foram tratadas por meio de dois computadores (*workstations*). Primeiramente, imagens foram capturadas por meio da ferramenta “Picture” (Tools > Picture) do programa Global Lab Image (Data Translation Inc., Marlboro, Massachusetts, EUA) no sistema operacional Windows® e armazenadas com extensão no formato “.TIF”, por meio do comando “Save” (File > Save Image > Save) em pastas específicas. Estes processos estão demonstrados respectivamente nas figuras 4.12, 4.13.

Figura 4.12 - Seleção da ferramenta “Picture”

Figura 4.13 - Aplicação do comando “Save”

Posteriormente, as imagens foram transferidas para um *notebook* modelo MacBook 4.1 (Apple Inc., Cupertino, Califórnia, EUA) e processadas no programa ImageJ® (National Institutes for Health, Bethesda, Maryland, EUA) onde foram calculada a transformada de Fourier (FFT), para a obtenção dos mapas de franjas. Neste programa duas imagens – uma inicial (com carga) e uma final (sem carga) – foram somadas com auxílio da ferramenta “Add” (Process > Image Calculator > Add). Estas imagens foram processadas com a ferramenta “FFT” (Process > Image Calculator > FFT > FFT). Estas novas imagens foram salvas em pastas para cada grupo estudado. O modo pelo qual o processamento foi realizado está demonstrado a seguir (Figuras 4.14 a 4.18):

Figura 4.14 - Seleção da ferramenta “Image Calculator”

Figura 4.15 - Soma dos padrões de *Speckle* por meio da ferramenta “Add”

Figura 4.16 - Aspecto da adição dos padrões de *Speckle*

Figura 4.17 - Aplicação da FFT da soma das imagens

Figura 4.18 - Mapa de franjas após a aplicação da transformada de Fourier

5 Resultados

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADO DA THSP

A História Temporal de Padrões *Speckle* foi obtida a partir da gravação de uma fileira de pixels em instantes sucessivos formando uma única imagem bidimensional (Figuras 5.1 a 5.3).

Figura 5.1 - Adição de 50 N sem carga anterior (50 N + ponta $\cong$ 50 N)

Figura 5.2 - Adição de mais 50 N (50 N + 50 N + ponta $\cong$ 100 N)

Figura 5.3 - Descarga de 100 N, mantendo somente a ponta de aplicação de carga

5.2 TESTE DE REPRODUTIBILIDADE

Para a análise dos testes de reprodutibilidade foram padronizadas três sequências mediante o mesmo tipo de carregamento (cêntrico) e intensidade de carga (50 N), sempre com a carga (padrão de *speckle* 1) e após remover a carga (padrão de *speckle* 2), aguardando-se 10 min antes de cada aquisição de imagem. Dessa forma, no primeiro ensaio foi colocado 50 N sobre o cento da mesa de aplicação de carga, aguardou-se dez minutos (tempo de estabilização) e o primeiro padrão de *speckle* foi registrado com a CCD. Removeu-se a carga mantendo apenas a ponta aplicadora sobre a mesa, aguardou-se 10 min e o segundo padrão de *speckle* foi registrado. Este processo foi repetido nos três ensaios consecutivos (APÊNDICE C).

Foram observadas franjas paralelas e igualmente espaçadas nos três registros demonstrando a sensibilidade da técnica e a confiabilidade do sistema, validando esta montagem (Figuras 5.4 a 5.6).

Figura 5.4 – Ensaio 1: com carga cêntrica de 50 N após 10 min

Figura 5.5 – Ensaio 2: com carga cêntrica de 50 N após 10 min

Figura 5.6 – Ensaio 3: com carga cêntrica de 50 N após 10 min

5.3 ANÁLISE QUALITATIVA

As franjas formam-se perpendicularmente ao deslocamento. Medindo-se a distância entre as franjas do interferograma obtido no computador, consegue-se determinar o deslocamento entre os dois padrões somados e, conseqüentemente, a deformação sofrida pela amostra.

A figura 5.7 mostra a deformação sob carga cêntrica progressiva.

Figura 5.7 - Mapa de franjas, com carga crescente de 10 N, 20 N e 30 N. A mudança na largura das franjas e os espaçamentos são compatíveis com a intensidade do carregamento. Maior a carga, maior é o deslocamento e o número de franjas, menor é a distância entre elas

Por meio da análise qualitativa dos mapas de franjas, pôde-se constatar franjas dispostas horizontalmente nas cargas centralizadas (cêntrica) e franjas dispostas diagonalmente nas cargas deslocadas do centro (excêntrica).

Figura 5.8 - G1-Neodent sob cargas cêntrica de 100 N (a) e excêntrica de 50 N (b)

Os deslocamentos foram maiores com carga de 100 N em relação a quando se aplicava carga de 50 N (Figura 5.9).

Figura 5.9 - G₂-Kopp sob carga cêntricas de 100 N (a) e de 50 N (b)

Além disso, as deformações foram sempre maiores nas cargas excêntricas quando comparadas às cargas cêntricas, a única exceção ocorreu no G₁-Kopp.

Demonstração do corpo-de-prova em diferentes situações de carga, obtém-se padrões de interferência que se encontram relacionados com o seu comportamento (Amaro et al., 2006) (Figuras 5.10, 5.11).

Figura 5.10 - a) Demonstrativo do modo de aplicação da carga cêntrica; b) padrão de *speckle* 1 sob carga cêntrica; c) padrão de *speckle* 2 após a remoção da carga cêntrica

Na carga deslocada do centro a força resultante (F_R) é a somatória das componentes vertical (F_1) e horizontal (F_2).

$$\vec{F}_R = \sum \vec{F} = \vec{F}_1 + \vec{F}_2$$

Figura 5.11 - a) Demonstrativo do modo de aplicação da carga excêntrica; b) padrão de *speckle* 1 sob carga excêntrica; c) padrão de *speckle* 2 após a remoção da carga excêntrica

5.4 ANÁLISE QUANTITATIVA

Por meio do programa ImageJ®, a análise quantitativa pôde ser realizada de duas maneiras. Na primeira, realizou-se um traçado perpendicularmente entre duas franjas contíguas (Figura 5.8) ou não (Figura 5.9), e se aplicou a ferramenta “Plot Profile” (Analyse > Plot Profile).

Figura 5.12 - Aplicação da ferramenta “Plot Profile” do traçado entre duas franjas contíguas

Figura 5.13 - Aplicação da ferramenta “Plot Profile” do traçado entre duas franjas não contíguas

Na segunda forma, realizou-se um traçado perpendicularmente entre duas franjas contíguas, da parte mais central de uma até a parte mais central da outra. Executou-se o comando “Measure” (Analyse > Measure).

Figura 5.14 - Aplicação da ferramenta “Measure”

Três mensurações foram realizadas consecutivamente. Uma exemplificação dos resultados das três medidas pode ser observada na última coluna da tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Resultados obtidos de três traçados consecutivos, observar a coluna “Length”

	Area	Mean	Min	Max	Angle	Length
1	18	162.841	152.020	174.498	-90	16.862
2	18	165.900	148.140	183.671	-90	16.862
3	16	159.036	139.718	180.480	-90	15.329

Foi realizada a média aritmética dos três resultados e então obtido um valor ao qual foi multiplicado por 14, correspondente ao tamanho dos pixels da CCD em micrômetros (1 pixel = 14 µm), obtendo-se o valor final também em micrômetros.

Exemplificando:

$$\frac{16,8 + 16,8 + 15,3}{3} = 16,3 \times 14 = 228,9 \mu\text{m}$$

Os resultados estão demonstrados no quadro a seguir (Quadro 5.1).

Sistema de Implante	Kopp®				Neodent®			
Tipo de Carga	Carga Cêntrica		Carga Excêntrica		Carga Cêntrica		Carga Excêntrica	
Intensidade de Carga (N)	100	50	100	50	100	50	100	50
G1 (µm)	234,3	280,6	256,5	319,5	336	451,4	171,7	313
	234,3	299,4	256,5	319,5	365,4	455,8	166,3	302,8
	234,3	278,1	248,4	332,7	365,4	507,1	180,7	301,5
	234,3	286	253,8	323,9	355,6	471,4	172,9	305,7
Média (µm)	362,7	489,9	260	400,2	365	532,7	226,4	463,4
G2 (µm)	362,1	511,2	263,7	400,2	365	538,5	226,4	463,4
	362,1	489,9	266,9	409,7	392	543,6	213	466
	362,3	497	263,5	403,3	374	538,2	221,9	464,2
Média (µm)								

Quadro 5.1 - Resultados obtidos quantitativamente por meio de média aritmética de três aferições consecutivas

6 Discussão

6 DISCUSSÃO

6.1 SOBRECARGAS GERADAS AOS IMPLANTES

Evitando-se falhas que promovam a instabilidade da prótese, procedimentos clínicos bem como parâmetros mecânicos tornam-se fatores críticos para se alcançar o sucesso na terapia com implantes. Em relação aos componentes, ótima tolerância de adaptação, liberdade rotacional mínima e boas propriedades físicas, são determinantes na estabilidade da interface I-P (Binon, 2000). Assim, uma adequada distribuição das cargas no longo eixo do implante, adaptação passiva da prótese, diâmetro e comprimento dos implantes, além do controle das cargas oclusais são pré-requisitos importantes para o sucesso em longo prazo.

Para Binon et al. (1993), um encaixe impreciso entre os componentes implante-pilar-coroa poderá influenciar no prognóstico da terapia reabilitadora com implantes em longo prazo. As implicações clínicas decorrentes deste encaixe “pobre” seriam: perdas de torque ou fratura crônica dos parafusos; deformação do colar do implante, também citada por Bidez e Mitch (1992) e Coppédê et al. (2009); alta retenção de placa bacteriana; resposta adversa dos tecidos moles e duros ao redor do implante; e até a perda da osteointegração.

Em teste de carga compressiva em implantes Neodent[®], alguns autores verificaram que todos os implantes HI apresentaram fratura no parafuso que mantém a conexão I-P, contudo, não houve fratura de nenhum parafuso em implantes CM. No entanto, deformações permanentes foram inevitáveis após atingir-se a força média de 90,58 Kgf, aproximadamente 888 N (Coppédê et al., 2009). Deve-se ter o cuidado na aplicação da carga para que esta não ultrapasse a faixa elástica do corpo-de-prova pois o sistema ESPI detecta deformações da superfície independente do limite plástico ou elástico. Dessa forma pode haver falsa leitura e desconexão das franjas. Por essa razão foi realizado o teste de reprodutibilidade, constatando que as deformações encontravam-se dentro do regime elástico.

Tendo em vista as forças máximas registradas em implantes unitários na região posterior, com cerca de 100-150 N (Richter, 1995; Çehreli et al., 2004) e

visando estabelecer um parâmetro comparativo entre as diversas pesquisas (Oliveira, 2007a), o presente estudo utilizou carregamentos de 100 N e 50 N, mantendo todo o processo sob regime elástico, visto que o mesmo não tinha como objetivo alcançar deformações plásticas dos corpos-de-prova.

O sucesso da restauração protética suportada por implantes osteointegrados e a saúde dos tecidos circundantes estão intimamente relacionados à precisão e adaptação dos componentes, à estabilidade da interface I-P, bem como à resistência desta quando submetida à função mastigatória. A restauração unitária é biomecanicamente mais complicada quando se trata da substituição de pré-molares e molares, devido às forças oclusais serem maiores nestas áreas, podendo promover elevados níveis de carregamento (Oliveira, 2007a) chegando a ser quatro vezes maiores que na região anterior.

A sobrecarga das restaurações implanto-suportadas como trauma oclusal primário ou secundário pode estar associada à perda da crista alveolar ao redor dos implantes, uma vez que o excesso de carga pode causar microfraturas no osso alveolar (Adell et al., 1986; Ko et al., 2003). Neste sentido, acredita-se que quanto maior o diâmetro dos implantes, menor é a quantidade de tensões ao nível ósseo e sobre os implantes, igualmente, por possuir um maior volume, os componentes protéticos são mais resistentes à deformação e fratura (Kamposiora et al., 1996; Sendyk, 1998; Petrie; Williams, 2005). O presente estudo verificou as deformações a nível do colar dos implantes em função do diâmetro dos mesmos, em dois sistemas de implantes dentários.

Implantes de diâmetro reduzido são alternativas e vem sendo indicados na reabilitação de áreas com pouco espaço interdental e/ou volume ósseo limitado, oferecendo a possibilidade de tratamento com restaurações implanto-suportadas e não havendo, assim, a necessidade de aumento ósseo ou de procedimentos ortodônticos (Himmlová et al., 2004; Froum et al., 2007; Degidi et al., 2008). No entanto, é necessário que se tenha cautela para que se chegue a um consenso acerca de suas indicações e prováveis fatores limitantes, com base nos estudos *in vitro* e *in vivo* sobre o assunto. São poucos os ensaios clínicos envolvendo implantes de diâmetro reduzido e, quando existentes, por vezes são não-controlados ou apresentando pouco tempo de acompanhamento (Froum et al., 2007; Degidi et al.,

2008). Apesar dos bons resultados, considerando-se a osteointegração, a diminuição do diâmetro do implante parece diretamente proporcional ao nível de perda da crista óssea marginal (Degidi et al., 2008). Por outro lado, no trabalho de Akça et al. (2003) quantidades insignificantes de deslocamento foram observados para cargas cêntricas e excêntricas, podendo-se afirmar que um implante de diâmetro reduzido (3,3 mm) se comportou como uma estrutura de uma peça sólida sob ambas as condições de carga.

Visando acrescentar às informações existentes hoje sobre o comportamento da região de conexão I-P, pretendia-se testar a hipótese de que o aumento do diâmetro do implante é inversamente proporcional à concentração de tensões no colar do mesmo. Richter (1989), Ogiso et al. (1994), Sendyk (1998), Himmlová et al., (2004); Petrie e Williams (2005) sugerem, entre outros, o aumento do diâmetro do implante, como forma de atenuar o efeito das cargas transmitidas aos implantes e, destes, para o tecido ósseo peri-implantar. A presente pesquisa, ao testar dois tipos de diâmetro e mesmo comprimento de implante, confirmou esta hipótese.

Quando se trata da distribuição das cargas pelo próprio implante duas vertentes podem ser mencionadas. Na primeira delas está a hipótese de que implantes com conexão interna distribuem melhor as cargas entre seus componentes gerando menor carga ao parafuso de fixação do pilar protético, quando existente. Alguns autores, apesar de não acreditarem nesta hipótese, confirmaram que quanto mais profunda a conexão maior foi a força de resistência a fratura do implante (Möllersten et al., 1997). Por outro lado, outra hipótese é de que as cargas possam atuar em um efeito de cunha do pilar em direção ao implante, fragilizando as paredes que compreendem o colar do implante (Zipprich et al., 2007).

6.2 MÉTODO ESPI X OUTROS MÉTODOS

Desde o início da proposta desta pesquisa, o método demonstrou algumas vantagens e limitações em relação aos outros métodos comumente utilizados na avaliação de tensões, os quais serão abordados no decorrer deste tópico.

Os ensaios mecânicos são frequentemente executados com o objetivo de se determinar a relação existente entre os esforços aplicados a um determinado material e sua reação aos mesmos (Elias; Lopes, 2007). A análise do comportamento mecânico em resposta a estes esforços pode ser realizada utilizando técnicas como a fotoelasticidade, a extensometria (*strain gauge*), e o MEF (Sahin et al., 2002; Falcón-Antenucci et al., 2010). Neste âmbito propôs-se a utilização de uma técnica ainda pouco utilizada na Odontologia, a Interferometria Eletrônica por Padrões de *Speckle*.

Ao contrário dos métodos frequentemente utilizados, como a extensometria, a técnica ESPI permite a análise de componentes mecânicos de formato um pouco mais complexos, onde seria difícil fixar o *strain gauge* (célula de carga) já que a técnica ESPI pode ser livre de contato. A única premissa é que se tenha um bom campo visual da superfície analisada (Saito, 2010).

Os resultados são similares ao MEF, porém, quando a avaliação envolve geometrias ainda mais complexas, a confecção do modelo matemático do MEF pode fornecer uma interpretação mais detalhada do comportamento mecânico de determinado objeto (Holmgren et al., 1998; Sahin et al., 2002). No entanto, o MEF necessita de profissionais altamente capacitados para a construção de modelos virtuais mais próximos aos reais. Thresher e Saito (1973) e Campos et al. (2009) provaram que materiais não homogêneos devem ser testados de acordo com suas propriedades anisotrópicas, pois fornecem informações mais precisas e próximas à realidade. Na ESPI, a possibilidade de executar a técnica no modelo real oferece condições favoráveis para se analisar materiais não homogêneos.

Assim como o MEF, a ESPI também é utilizada nas indústrias automotiva e aeroespacial. O MEF realiza simulações inclusive em estruturas de grande porte, como aviões e carros de Fórmula 1. A ESPI, por sua vez, é mais comumente indicada para se avaliar espécimes de menor grandeza, devido a limitação de espaço. Em contrapartida, o MEF limita-se em realizar simulações em modelos puramente matemáticos e o ESPI pode favorecer a pesquisa neste sentido, visto que, está baseado em ensaios realizados no próprio objeto físico real. A ESPI apresenta limitações, tais como exigências rigorosas de estabilidade e a

necessidade de operadores qualificados, o que dificultam a difusão destes métodos em situações industriais e/ou limitadas.

Uma característica da técnica ESPI reside no fato de não ser destrutiva, e em alguns casos, nem necessitar de contato com o objeto de medida (Silva; Muramatsu, 2007), tornando-a vantajosa frente aos métodos de ensaios mecânicos destrutivos (teste de resistência a fadiga, por exemplo). No presente estudo o método foi não-destrutivo, porém, com contato e a análise foi realizada apenas na superfície.

A técnica da interferometria holográfica é representada pela interferência de dois feixes de onda coerente, gerando um padrão de franjas que permite o registro do trajeto das alterações dimensionais de um modelo físico real em placas ou filmes holográficos (Gabor, 1948), pode-se visualizar a imagem completa da amostra. A técnica ESPI utiliza câmeras CCDs para a gravação das imagens, visualizando-se apenas pontos da imagem da amostra (Saif et al., 2007; Silva, 2010). Além disso, com a CCD torna-se mais rápida a construção de um *speckle* dinâmico, exemplificado neste trabalho pelo THSP.

Uma vez que a estabilidade mecânica da técnica ESPI não é tão crítica (como a interferometria holográfica, por exemplo), com uma câmera de CCD de média resolução, os custos da montagem são acessíveis a grande parte das nossas universidades, transformando-a em uma alternativa interessante, segundo Silva e Muramatsu (2007), para a introdução da metodologia de metrologia óptica em laboratórios didáticos ou em projetos a serem desenvolvidos por alunos de graduação em disciplinas experimentais.

A ESPI é mais versátil inclusive que a técnica interferométrica da holografia, pois é possível obter imagens em tempo real. O princípio básico da ESPI é a gravação de uma sequência holográfica de padrões de *speckle* no fotosensor de uma câmera CCD. Esta é a principal vantagem que a distingue da holografia analógica, que utiliza placas ou filmes holográficos. Contudo, uma vez que a câmera CCD tem resolução inferior aos filmes, a imagem deve ser tratada para a obtenção dos detalhes holográficos do padrão de *speckle*.

Uma desvantagem desta técnica esteve relacionada ao limite de carregamento possível de ser aplicado aos objetos, uma vez que o aumento da carga atuou de maneira diretamente proporcional à deformação dos corpos e à sensibilidade do método. Quanto maior a deformação, maior a perda da correlação, impedindo a aplicação da transformada de Fourier.

Na ESPI os corpos-de-prova devem estar com a região a ser analisada expostas aos feixes de raio *laser*, o que pode ser considerado uma limitação de técnica em casos específicos. Neste aspecto, outros métodos como o MEF podem ser mais efetivos visto que esta condição não é necessária, sendo possível a visualização do comportamento de áreas encobertas e/ou internamente dos objetos (Kitoh et al., 1988).

Vários autores concordam que estudos em estruturas anisotrópicas como é o caso dos tecidos ósseos, técnicas ópticas como a interferometria holográfica e a ESPI podem estar melhor indicados que outros métodos, como a fotoelasticidade e o MEF (Rodriguez, 2005; Campos et al., 2006; Oliveira, 2007b).

A técnica não apresenta a necessidade de contato em alguns casos, podendo ser avaliada praticamente qualquer superfície e de qualquer material. Neste âmbito, apresenta uma particularidade, visto que o MEF não necessita de contato em todos os casos, já que é realizado em modelos puramente matemáticos.

Segundo Sendyk (1998), o critério utilizado para a interpretação dos dados na análise do MEF é a escala policromática de von Mises, criado por Richard von Mises (1883-1953), especialista em matemática aplicada. Considerando-se os resultados, a técnica ESPI desenvolvida neste estudo não apresenta resultados qualitativos baseados em escala policromática como o MEF, mas baseados na disposição das franjas formadas devido a monocromaticidade característica da CCD utilizada.

O presente trabalho apresenta concordância com os achados de Coppedê et al. (2007) na região do colar do implante. É possível afirmar que houve a deformação do colar obliquamente nas cargas excêntricas, apesar de, neste caso, os implantes não apresentarem deformações plásticas.

Vibrações do meio externo podem influenciar nos padrões de speckles. Devido à sensibilidade da técnica ESPI, as vibrações podem ser detectadas durante a aquisição dos padrões, apesar de ser menos sensível que outras técnicas, como a interferometria holográfica (Rodriguez et al., 2004). Portanto, deve-se ter o mínimo cuidado e identificar a estabilização do sistema antes de realizar a aquisição.

Apesar de a técnica permitir a obtenção de respostas quase em tempo real, obtendo-se larga quantidade de dados experimentais em curto espaço de tempo (Rodriguez et al., 2004), a técnica pode ser mais eficientemente executada com duas pessoas operando, em virtude da distância a ser percorrida da mesa de testes ao computador, o que pode causar vibrações por parte do operador, além de necessitar de profissionais altamente treinados e devidamente capacitados a trabalhar com a técnica.

6.3 DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Vários estudos têm demonstrado resultados similares quanto a que tipo de carga é pior distribuída, cargas excêntricas direcionadas ao implante parecem promover maior tensão ao osso e ao próprio implante (Akça et al., 2003; Eskitascioglu et al., 2004; Quian et al., 2009). O presente estudo corrobora com estes autores, visto que a carga excêntrica promoveu maior tensão a nível do colar do implante nos dois grupos experimentais em ambos os sistemas de implante avaliados. Sendo que estas podem até ser duas vezes superiores em implantes de diâmetro reduzido (Akça et al., 2003). Na presente pesquisa o G₁-Neodent e G₂-Neodent apresentaram resultados similares a este, sendo respectivamente 51% e 41% maiores nas cargas excêntricas de 100 N comparadas às cargas cêntricas. A exceção ocorreu no G₁-Kopp, que apresentou 8% e 12% mais tensões nas cargas cêntricas, respectivamente com 100 N e 50 N.

Por outro lado, nos estudos de Himmlová et al. (2004), Baggi et al. (2008) e Quian et al. (2009), quando implantes de mesmo comprimento tiveram seu diâmetro aumentado, ocorreu diminuição significativa tanto na área quanto na quantidade de

tensão na região cervical ao redor do colar do implante. No presente estudo estes dados foram confirmados, visto que os maiores diâmetros, em implantes de mesmo comprimento, apresentaram menores deformações a nível do colar dos implantes.

Diante destes dados, a presente pesquisa testou a hipótese de que a deformação do colar dos implantes seria maior diante de cargas excêntricas e que seria diretamente proporcional à intensidade das cargas e inversamente proporcional ao diâmetro do implante.

Não foi encontrada nenhuma normatização específica para ensaios de compressão estática em implantes dentários, apenas para ensaios de resistência à fadiga, sendo ainda necessário que se avalie o melhor desenho de corpo-de-prova para os estudos futuros. Durante o estudo piloto da presente pesquisa, foram testados implantes embutidos na resina acrílica sem qualquer suporte, no entanto, os resultados não apresentaram reprodutibilidade, possivelmente devido à deformação da resina acrílica de forma irregular ou exagerada em relação à precisão da técnica, o que inviabilizava a aplicação da transformada de Fourier devido a perda de correlação entre os padrões de *speckle*. Portanto, como parte da metodologia foi empregado o suporte metálico da base do tubo ao ápice do implante.

Os corpos-de-prova podem ser um fator de variação no presente estudo visto que apresentam diferentes estruturas como o material do tubo de PVC, o tipo de resina acrílica e a liga metálica utilizados. No entanto, como um dos propósitos do presente estudo foi avaliar mecanicamente a região de colar dos implantes, foi necessário confeccionar corpos-de-prova o mais similares possíveis. A inserção dos implantes em um segmento ósseo tornar-se-ia limitada, visto que seria difícil obter secções ósseas similares devido às diferentes densidades ósseas. Novas pesquisas devem ser realizadas neste sentido, visando estabelecer um corpo-de-prova ideal para este tipo de ensaio *in vitro*. Muito provavelmente, a região do colar de implantes poderá ser melhor avaliada nos trabalhos futuros utilizando-se materiais menos elásticos como metal ou gesso e condições mais próximas do real serão obtidas com os implantes inseridos em estruturas ósseas ou em resina com módulo de elasticidade próximo ao do osso humano.

Como afirma Saito (2010), para a montagem do sistema é recomendado que se padronize um procedimento de testes iniciais com uma peça de menor complexidade e comportamento previamente estudado, antes da aplicação no corpo-de-prova final.

Ao dispositivo aplicador de cargas pode ser atribuído outro fator de variação. Ensaio de compressão são idealmente conduzidos utilizando-se uma máquina universal de ensaios (De Mori, 2005; Coppedê et al., 2009), porém, neste estudo tornou-se inviável devido ao peso e ao tamanho da mesma considerando a montagem da mesa de testes Newport, os quais poderiam descalibrá-la. A adaptação de um dispositivo gerador de cargas para ensaios de compressão estática, não sendo esta a funcionalidade original do mesmo (aparelho originado para utilização como um palalelômetro de uso odontológico) pode ser um fator passível de alterações nos trabalhos futuros.

Uma mesa de aplicação de cargas semelhante a da presente pesquisa já havia sido proposta em alguns estudos (Perriard et al., 2002; Bernardes et al., 2009). Para tanto, Bernardes et al. (2009) deslocaram 6,5 mm do centro da mesa para obtenção de cargas direcionadas obliquamente. No presente estudo padronizou-se deslocar 5 mm do centro como no estudo de Perriard et al. (2002), procurando simular uma situação mais próxima da distância da cúspide/crista à fossa central de um molar inferior.

Devido à sensibilidade da técnica, De Pauw et al. (1999) realizou o teste de reprodutibilidade com cerca de 15 padrões de *speckle*. No presente estudo, graças a esta sensibilidade, padronizou-se somente 3 padrões de *speckle* consecutivos para que se garantisse a reprodutibilidade da técnica.

Os resultados suportaram a hipótese de que quanto maior o diâmetro, menor a deformação do implante, tanto nas cargas cêntricas quanto nas excêntricas. Duas possíveis causas podem estar associadas a tais resultados. A primeira diz respeito a área de contato do implante, quanto maior o diâmetro maior é a área de contato, sendo mais resistente à tentativa de movimento. A segunda, pode estar associada com a própria região analisada. Por ser a área onde a conexão se encontra internamente (não variando do G_1 para o G_2 , em cada sistema), sugere-se que há a

formação de uma zona mais espessa e resistente na superfície externa do colar, permitindo menor deformação desta.

Atualmente, parecem existir duas correntes que atribuem à contaminação da interface I-P (Silveira Júnior et al., 2002; Joly; Lima, 2003; Ciotti et al., 2006) e às sobrecargas geradas ao implante (Rangert et al., 1989; Richter, 1989,1995; Bernardes, 2004), as principais causas pela perda óssea peri-implantar. Muito provavelmente as duas hipóteses possam ser individualmente responsáveis em cada caso, contudo é mais citado na literatura que elas formem uma relação interdependente, atuando conjuntamente para o colapso do sistema.

Neste âmbito, vários autores concordam que o aumento do diâmetro do implante pode minimizar os efeitos das cargas transmitidas aos e, destes, para o tecido ósseo (Richter, 1989; Ogiso et al., 1994; Sendyk, 1998; Himmlová et al., 2004; Petrie; Williams, 2005; Baggi et al., 2008; Quian et al., 2009). O presente estudo, apresentou resultados que corroboram com esta afirmação, visto que quanto maior o diâmetro do implante menor foi a deformação do mesmo.

Um aspecto não deve ser esquecido. Se por um lado implantes de maior diâmetro aparentemente apresentam melhores resultados quanto a distribuição de tensões sob o ponto de vista mecânico, por outro, biologicamente a preservação do osso existente e o fornecimento vascular são importantes na prática clínica e influenciam no planejamento do melhor diâmetro de implante (Himmlová et al., 2004; Baggi et al., 2008; Quian et al., 2009). Desta forma, talvez mais importante que o maior diâmetro do implante, ou a maior área de contato osteointegrada promovida pelo mesmo, a indicação deveria ser baseada no volume ósseo que se pretende deixar ao redor do implante após sua instalação, o qual trará o suprimento sanguíneo necessário para o bom prognóstico do substituto dentário.

A biomecânica constitui um dos fatores que mais influencia no sucesso dos implantes, determinando, assim, sua longevidade. Porém, os aspectos mecânicos não são facilmente avaliados em observações clínicas ou análises experimentais, que representam número de amostras limitado e com pouca uniformidade (Teixeira et al., 2009). É importante o conhecimento clínico relacionado aos achados mecânicos.

Neste aspecto, os achados clínicos têm demonstrado menor perda da crista óssea adjacente ao colar de implantes de maior diâmetro (Langer et al., 1993; Graves et al., 1994; Parein et al., 1997; Degidi et al., 2007; Degidi et al., 2008; Froum et al., 2007). A biomecânica pode determinar o melhor desenho de implante, o sucesso e a longevidade do tratamento (Bidez; Mitch, 1992). A compreensão do mecanismo como as cargas são transmitidas ao implante, dente ou tecido ósseo permitirá o aprimoramento desta tecnologia.

7 Conclusão

7 CONCLUSÃO

Considerando-se as limitações e os resultados obtidos a partir deste trabalho, podemos concluir que:

1. Para a amostra avaliada houve estabilização após 10 minutos do processo de carga ou descarga;
2. A técnica mostrou-se altamente reprodutível para a amostra avaliada;
3. A maior deformação ocorreu nas cargas excêntricas, independente do diâmetro do implante
4. As franjas foram dispostas na horizontal nas cargas centralizadas (cêntricas) e na diagonal nas cargas deslocadas do centro (excêntricas);
5. A maior e a menor deformação foi respectivamente observada no G₁-Neodent sob carga excêntrica de 100 N e no G₂-Neodent sob carga cêntrica de 50 N. As deformações foram quantitativamente sempre maiores nas cargas excêntricas que nas cargas cêntricas, a exceção do G₁ do sistema Kopp®, que não apresentou o mesmo padrão;
6. A técnica ESPI é altamente sensível e não destrutiva. Há necessidade de se desenvolver corpos-de-prova mais adequados para a técnica.

REFERÊNCIAS⁵

Adell R. Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *Int Dent J*. 1985 Dec;35(4):259-65.

Akça K, Cehreli MC, Iplikcioglu H. Evaluation of the mechanical characteristics of the implant–abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant – A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2003;14:444–54.

Aloise JP, Curcio R, Laporta MZ, Rossi L, da Silva AM, Rapoport A. Microbial leakage through the implant-abutment interface of Morse taper implants in vitro. *Clin Oral Implants Res*. 2010 Mar;21(3):328-35. Epub 2010 Jan 13.

Amaral M, Favarin Santini M, Wandscher V, Villaça Zogheib L, Valandro LF. Effect of coronal macroretentions and diameter of a glass-FRC on fracture resistance of bovine teeth restored with fiber posts. *Minerva Stomatol*. 2009 Mar;58(3):99-106.

Amaro AM, Cirne JS, Rilo NF, Vaz M, Monteiro J. Utilização de técnicas de interferometria holográfica na detecção de defeitos em compósitos laminados. *Rev Iberoam Ingeniería Mecánica*. 2006;10(1):83-91.

Andersson B, Odman P, Carlsson GE. A study of 184 consecutive patients referred for single-tooth replacement. *Clin Oral Implants Res*. 1995 Dec;6(4):232-7.

Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implantsupported fixed partial denture. *J Prosthet Dent*. 1996;75(3):285-91.

Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. 1995 Jan;73(1):36-43.

Balshi TJ, Hernandez RE, Prysizlak MC, Rangert B. A comparative study of one implant versus two replacing a single molar. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996 May-Jun;11(3):372-8.

Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1995 Jul;74(1):51-5.

⁵ De acordo com Estilo Vancouver.

Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia; 2004.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Gomes VL, das Neves FD. Análise fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágonos externo e interno. *Implant News*. 2006 Jul-Aug;3(4):355-9.

Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

Bhaduri B, Mohan NK, Kothiyal MP. Simultaneous measurement of out-of-plane displacement and slope using a multiaperture DSPI system and fast Fourier transform. *Appl Opt*. 2007 Aug 10;46(23):5680-6.

Bicalho MG. Implantes com conexão cone morse: características, vantagens, desvantagens e indicações [monografia]: Sete Lagoas: Clínica Integrada de Odontologia; 2008.

Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*. 1992;18(3):264-74.

Binon P, Weir D, Watanabe L, Walker L. Implant component compatibility. In: Laney WR, Tollman DE. *Tissue Integration in Oral, Orthopedic and Maxillofacial reconstruction*. Carol Stream, IL: Quintessence, 1993. p. 218-26.

Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.

Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent*. 1999 Oct;82(4):436-40.

Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004 Dec;92(6):523-30.

Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants. *J Biomech*. 2005 Jan;38(1):87-97.

Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindström J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969;3(2):81-100.

Brunski JB. Biomechanics of dental implants. In: Block M, Kent JN, Guerra LR, editors. *Implants in dentistry*. 1st ed. Philadelphia: WB Saunders; 1997. p63-71.

Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent*. 1994 Jun;71(6):592-9.

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW. Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions. *J Periodontal Res*. 1978 Jul;13(4):283-94.

Campos TN. Análise das tensões em mandíbulas frescas, fixadas e maceradas de cães - Método da interferometria holográfica de dupla exposição [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2001.

Campos TN, Adachi LK, Chorres JE, Campos AC, Muramatso M, Gioso MA. Holographic Interferometry Method for Assessment of Static Load Stress Distribution in Dog Mandible. *Braz Dent J*. 2006;17(4):279-84.

Campos JC, Correia A, Vaz MA, Branco FJ. Holographic stress analysis in a distal extension removable partial denture. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2009 Sep;17(3):111-5.

Çehreli MC, Akça K, Iplikçioğlu H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004 Aug;15(4):481-9.

Chang CL, Chen CS, Hsu ML. Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):295-304.

Chao Y, Davis DM, Zarb GA, Judes H. A study into the use of chromium-cobalt alloy for constructing the framework for osseointegrated prostheses. *Clin Mater*. 1988;3:309-15.

Chattah NL, Kupczik K, Shahar R, Hublin JJ, Weiner S. Structure-function relations of primate lower incisors: a study of the deformation of *Macaca mulatta* dentition using electronic speckle pattern interferometry (ESPI). *J Anat*. 2011 Jan;218(1):87-95.

Chun HJ, Shin HS, Han CH, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Mar-Apr;21(2):195-202.

Ciotti DL, Joly JC, Cury PR, Silva RC, Carvalho PF. Microscopia eletrônica de varredura em implantodontia: características morfológicas e composição química da superfície e da micro-fenda implante-abutment dos implantes sin. *RGO*. 2006;54(1):31-54.

Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(5):541-8.

Clelland NL, Ismail YH, Zaki HS, Pipko D. Three-dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991 Winter;6(4):391-8.

Cochran DL. The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11 Suppl 1:33-58.

Coelho PG, Sudack P, Suzuki M, Kurtz KS, Romanos GE, Silva NR. In vitro evaluation of the implant abutment connection sealing capability of different implant systems. *J Oral Rehabil*. 2008 Dec;35(12):917-24. Epub 2008 Oct 29.

Coppedê AR. Estudo biomecânico da conexão implante/pilar protético em implantes do sistema cone morse [dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2007

Coppedê AR, Bersani E, Mattos MG, Rodrigues RC, Sartori IA, Ribeiro RF. Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2009 May-Jun;22(3):283-6.

Dainty C, (editor.), *Laser Speckle and Related Phenomena.*, Springer Verlag; 1984. [cited 2011 07 20] Available from: <http://optics.nuigalway.ie/people/chris/chrispapers/Chapt%20Bk003.pdf>.

Degidi M, Piattelli A, Carinci F. Clinical outcome of narrow diameter implants: a retrospective study of 510 implants. *J Periodontol*. 2008 Jan;79(1):49-54.

Degidi M, Piattelli A, Iezzi G, Carinci F. Wide-diameter implants: analysis of clinical outcome of 304 fixtures. *J Periodontol*. 2007 Jan;78(1):52-8.

De Mori R. Avaliação da interface implante/pilar protético antes e após carregamento cíclico. [dissertação] Taubaté: Universidade de Taubaté, Departamento de Odontologia; 2005.

De Pauw GA, Dermout L, De Bruyn H, Johansson C. Stability of implants as anchorage for orthopedic traction. *Angle Orthod*. 1999 Oct;69(5):401-7.

Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z.. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: the locking taper system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2005;20(5):732-7.

Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander Sloten J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants, supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Impl Res*. 2000;11(5):465-75.

Elias CN, Lopes HP. Materiais dentários: ensaios mecânicos. São Paulo: Livraria Santos; 2007.

Falcón-Antenucci RM, Pellizzer EP, de Carvalho PS, Goiato MC, Noritomi PY. Influence of cusp inclination on stress distribution in implant-supported prostheses. A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthodont*. 2010 Jul;19(5):381-6. Epub 2010 Mar 15.

Fileni RH. Estudo longitudinal da força de mordida em pacientes portadores de próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados, comparação entre áreas dentadas e implantadas [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2007.

Fileni RH, Gil C. Estudo longitudinal da força de mordida em pacientes portadores de próteses parciais fixas sobre implantes osseointegrados: comparação entre áreas dentadas e implantadas. *RPG Rev Pós Grad*. 2007;14(2):160-7.

Fortuna CB. Análise em elementos finitos do comportamento biomecânico de um implante unitário, do tipo hexágono interno, submetido à aplicação de carga imediata, precoce e tardia [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2003.

Froum SJ, Cho SC, Cho YS, Elian N, Tarnow D. Narrow-diameter implants: a

restorative option for limited interdental space. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2007 Oct;27(5):449-55.

Gabor D. A new microscopic principle. *Nature* 1948; 161(4098): 777-8.

Gabor D. Holography: 1948-1971. Nobel Lecture; 1971. 38 p.

Gesualdi M, Mori M, Muramatsu M, Liberti EA, Munin E. Phase-shifting real-time holographic interferometry applied to load transmission evaluation in dried human skull. *Applied Optics*. 2007;46:5419-29.

Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. *Aust Prosthodont J*. 1994;8:31-7.

Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Evaluation of multiple implant-bone parameters on stress characteristics in the mandible under traumatic loading conditions. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 May-Jun;25(3):461-72.

Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Implants Res*. 1999 Oct;10(5):394-405.

Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(1):33-41.

Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *Scand J Dent Res*. 1977 Mar;85(3):200-8.

Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Acta Odontol Scand*. 1979;37(4):195-206.

Hatch JP, Shinkai RS, Sakai S, Rugh JD, Paunovich ED. Determinants of masticatory performance in dentate adults. *Arch Oral Biol*. 2001;46(7):641-8.

Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL. Biologic Width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res*. 2001 Dec;12(6):559-71.
Himmlová L, Dostálová T, Kácovsk A. Influence of implant length and diameter on

stress distribution: A finite element analysis. JPD. 2004 Jan;91(1):21-5..

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998;24(2):80-8.

Hungaro P. Estudo comparativo em elemento finito, de implantes osseointegrados com diferentes morfologias e de suas estruturas de suporte [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2002.

Jansen V, Conrads G, Richter E. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997;12(4):527-40.

Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PH Jr, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991 Spring;6(1):29-36.

Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in treatment of patients with missing teeth--preliminary study of 876 implants. Quintessenz. 1990 Dec;41(12):1935-46.

Jemt T, Pettersson P. A 3-year follow-up study on single implant treatment. J Dent. 1993 Aug;21(4):203-8.

Joly JC, Lima AFM. Características da superfície e da fenda implante-intermediário em sistemas de dois e um estágios. J Appl Oral Sci. 2003;11(2):107-13.

Jones R, Wykes C. Holographic and Speckle Interferometry. Cambridge : University Press ; 1989 [cited 2011 07 22] Available from: 34K_EIV6EC&printsec=frontcover&dq=Holographic+and+Speckle+Interferometry&hl=pt-BR&ei=uYkpTrnKHsqCgAeyh62tCw&

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures. Quintessence Int. 1996 Oct;27(10):701-6.

Kitoh M, Matsuhita Y, Yamaue S, Ikeda H, Suetsugu T. The stress distribution of the hydroxyapatite implant under the vertical load by the two-dimensional finite element method. J Oral Implantol. 1988;14(1):65-71.

Ko CC, Douglas WH, DeLong R, Rohrer MD, Swift JQ, Hodges JS, An KN, Ritman

EL. Effects of implant healing time on crestal bone loss of a controlled-load dental implant. *J Dent Res*. 2003 Aug;82(8):585-91.

Kong L, Gu Z, Li T, Wu J, Hu K, Liu Y, Zhou H, Liu B. Biomechanical optimization of implant diameter and length for immediate loading: a nonlinear finite element analysis. *Int J Prosthodont*. 2009 Nov-Dec;22(6):607-15.

Langer B, Langer L, Herrmann I, Jorneus L. The wide fixture: a solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8(4):400-8.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: Preliminary results at 6 or more months of loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 1997;12:237- 42.

Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: Results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14:516-20.

Levine RA, Clem D, Beagle J, Ganeles J, Johnson P, Solnit G, Keller GW. Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*. 2002;17:550-6.

Levine RA, Ganeles J, Jaffin RA, Clem DS 3rd, Beagle JR, Keller GW. Multicenter retrospective analysis of wide-neck dental implants for single molar replacement. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 Sep-Oct;22(5):736-42.

Li Y, Deng Y, Dong B. Electronic speckle pattern interferometric analysis on force distribution of different mandibular unilateral free-end dentures. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*. 1998 Mar;33(2):82-4.

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Lezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 307 single-tooth morse taper-connection implants: a multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010 Mar-Apr;25(2):394-400

Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Lezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res*. 2009 Mar;20(3):254-61.
Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, Sammons

RL, Piattelli A. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1- to 6-year data. *J Periodontol*. 2011 Jan;82(1):52-61. Epub 2010 Jul 27.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. *J Prosthodont*. 2007;16(2):117-22.

Marques DR. Comparação in vitro da resistência à compressão de raízes bovinas, tratadas ortodonticamente e restauradas com pinos pré-fabricados estéticos e pino metálico fundidos [dissertação] São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2009.

Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol*. 1990;16(1):6-11.

Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol*. 1993 Jun;38(6):491-6.

Mello Dias ECLC. Análise descritiva do grau de adaptação de pilares protéticos a implantes osseointegráveis e seus efeitos na infiltração bacteriana: um estudo in vitro [dissertação]. Duque de Caxias: Universidade do Grande Rio; 2007.

Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15:519-26.

Möllersten L, Lockowandt P, Lindén LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent*. 1997 Dec;78(6):582-91.

Mori M, Vasconcelos AB, Andueza A, Silva EM. Tensões internas em prótese parcial fixa com dois sistemas de retenção corono-radicular: método de elementos finitos. *Rev Bras Odontol*. 2002;59(03):206-10.

Morris HF, Ochi S, Crum P, Orenstein IH, Winkler S. AICRG, Part I: A 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implantol*. 2004;30(3):125-33.

Muramatsu M, Mori M, Matsuda K, Lopez MAPA, Poiate IAVP, Poiate Jr E. Stress

distribution by laser speckle and finite element analysis in abfraction lesion in under central incisor. Florianopolis SC Brazil. [Technical program].

Nakadate S, Yatagai T, Saito H. Electronic speckle pattern interferometry using digital image processing techniques. *Appl Opt.* 1980 Jun 1;19(11):1879-83

Nakadate S, Yatagai T, Saito H. Computer-aided speckle pattern interferometry. *Appl Opt.* 1983 Jan 15;22(2):237-43.

Ogiso M, Tabata T, Kuo PT, Borgese D. A histologic comparison of the functional loading capacity of an occluded dense apatite implant and the natural dentition. *J Prosthet Dent.* 1994 Jun;71(6):581-8.

Ohrnell LO, Hirsch JM, Ericsson I, Brånemark PI. Single-tooth rehabilitation using osseointegration. A modified surgical and prosthodontic approach. *Quintessence Int.* 1988 Dec;19(12):871-6.

O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000;9(3):207-18.

Oliveira BRG. Biomecânica dos implantes dentários de conexão externa, interna e cone Morse [monografia]. Brasília: Escola Brasiliense de Odontologia; 2007a.

Oliveira GCA. Estudo de esforços mastigatórios utilizando técnica de interferometria holográfica [dissertação]. São Paulo : Universidade de São Paulo, Instituto de Física, 2007b.

Palacios Moreno AM. Estudo comparativo da distribuição das tensões no osso e no implante variando-se o diâmetro destes, através do método dos elementos finitos. [dissertação]. São Paulo : Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 1998.

Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *J Prosthet Dent*. 1997 Jul;78(1):34-42.

Pellizzer EP, Muench A. Forças de mordida relacionadas a próteses parciais removíveis inferiores. *Rev Odontol Univ São Paulo*. 1998 Oct-Dez;12(4):401-7.

Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors -- a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res*. 2002 Oct;13(5):542-9.

Pessoa RS, Muraru L, Júnior EM, Vaz LG, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV. Influence of implant connection type on the biomechanical environment of immediately placed implants - CT-based nonlinear, three-dimensional finite element analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010 Sep;12(3):219-34. Epub 2009 May 7.

Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16:486-94.

Pizolato RA, Gavião MBD, Berretin-Felix G, Sampaio ACM, Trindade Junior AS. Maximal bite force in young adults with temporomandibular disorders and bruxism. *Braz Oral Res*. 2007;21(3):278-83.

Proff P, Steinmetz I, Bayerlein T, Dietze S, Fanghänel J, Gedrange T. Bacterial colonisation of interior implant threads with and without sealing. *Folia Morphol (Warsz)*. 2006 Feb;65(1):75-7.

Rabelo GF. Avaliação da Aplicação do “Speckle” Dinâmico no Monitoramento da Qualidade da Laranja [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Agrícola; 2007.

Rangert B, Gunne J, Glantz PO, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Brånemark implant. *An in*

vivo study. Clin Oral Implants Res. 1995 Mar;6(1):40-6.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989 Fall;4(3):241-7.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM. Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. Int J Oral Maxillofac Implants. 1997 May-Jun;12(3):360-70.

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

Richter EJ. In vivo vertical forces on implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995 Jan-Feb;10(1):99-108.

Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent. 1990 Jun;63(6):671-6.

Rodrigues S. Efeito Estocástico em Speckle Dinâmico [tese]. Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Agrícola; 2007.

Rodriguez 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]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2005.

Rodríguez D, Moreno V, Gallas M, Abeleira MT, Suárez D. In-plane electronic speckle pattern of interference (ESPI) with optical fibre system applied to the study of the human jaw. Med Eng Phys. 2004 Jun;26(5):371-8.

Rubo JH, Souza EAC. Métodos computacionais aplicados à bioengenharia: solução de problemas de carregamento em próteses sobre implantes. Rev FOB. 2001;9(3/4):97-103.

Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. *J Dent.* 2002;30(7-8):271-82.

Saito EH. Medição de Tensões em Componentes Mecânicos utilizando a Técnica ESPI [dissertação] Campinas: Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Mecânica; 2010.

Sakaguchi R, Borgersen S. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302.

Schertl D, Grieger F, Hofmann KH, Mauder W, Reinheimer T, Weghorn H, Weigelt G. High-resolution speckle masking observations of Ceres and Vesta *Planet Space Sci.* 1995;43(3/4):313-20.

Sendyk CL. Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados - análise não-linear em função do diâmetro do implante e do material da coroa protética [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1998.

Sendyk CL, Quaresma SET, Cury PR, Sendyk W. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, and supporting bone. *J Oral Implantol.* 2008;34:1-6.

Shiau YY, Wang JS. The effects of dental condition on hand strength and maximum bite force. *Cranio.* 1993;11(1):48-54.

Siagele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989;4(4):333-40.

Silva ER. Estudo das propriedades do biospeckle e suas aplicações [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Instituto de Física; 2007.

Silva ER, Muramatsu M. O fenômeno do *speckle* como introdução à metrologia óptica no laboratório didático. Rev Bras Ensino Fís. 2007;29(2):283-6.

Silveira Júnior CD, Fernandes Neto AJ, Neves FD, Franco SD, Mendonça G. Estudo comparativo do ajuste da interface pilar/implante quando utilizados pilares pré-fabricados em titânio e pilares fundíveis nas diversas fases laboratoriais. Horizonte Científico. 2002;1(1).

Skalak R. Stress transfer at the implant interface. J Oral Implantol. 1988;13(4):581-93.

Sohn DS, Bae MS, Heo JU, Park JS, Yea SH, Romanos GE. Retrospective multicenter analysis of immediate provisionalization using one-piece narrow-diameter (3.0-mm) implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2011 Jan-Feb;26(1):163-8.

Souza EAC, Rubo JH. Projeto estrutural de prótese implanto-suportada fixa, utilizando modelagem por elementos finitos e experimentação com strain gauge. Mecânica Computacional, Argentina. 2002;21:2539-56.

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant- –abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Implants Res. 2008;19(12):1276-84.

Teixeira ML, Beckenkamp DT, Montagner AM, Held AB, Brito Júnior RB, Turano LM. Análise das tensões em implantes unitários com suporte ósseo total e parcial. Rev Assoc Paul Cir Dent. 2009;63(3):208-13.

Tortamano Neto P. Estudo da distribuição das tensões transmitidas à mandíbula por um implante osteointegrado, variando-se a espessura do osso cortical e a direção da carga aplicada por meio do método de elementos finitos [dissertação]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1992.

Tortamano Neto P. Estudo das tensões transmitidas à mandíbula por uma prótese totalmente implanto-suportada, variando-se o padrão oclusal, através do método de

elementos finitos [tese]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 1995.

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

Usui, T, Uematsu S, Kanegae H, Morimoto T, Kurihara S. Change in maximum occlusal force in association with maxillofacial growth. Orthod Craniofac Res. 2007;10:226-34.

Veríssimo AG. Análise de tensões geradas por implantes de diâmetro largo e junções hexagonal externa, hexagonal interna e cônica interna [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia; 2007.

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

Zhang YZ, Zhang Z. The application of laser holograph-speckle interferometry for measuring rotation of abutment teeth. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2006 Sep;41(9):563-4.

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer HC. Micromoviments at the implant-abutment interface: measurement, causes and consequences. Implantologie. 2007 Mar; 15(1):31-46.

APÊNDICE A – Estudo de evolução temporal de objetos da Odontologia usando a técnica de speckle dinâmico, Time History Speckle Pattern (THSP)

O estudo foi realizado com carga e sistema estático.

Mesa: granito

Programa: dinam3.exe

Laser: He-Ne 7 mW (feixe dividido e atenuado).

Configuração: speckle registrado em ângulo direto do objeto.

Carga: delineador DCL modificado.

Tempo de estabilização: 15 min, $\Delta t = 10$ s.

Objeto: implante Kopp com pintura de verniz e purpurina de cobre

APÊNDICE B – Esquema da formação do Time History Speckle Pattern (THSP)