

BIANCA PICCOLOTTO TONELLA

Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse.

ARAÇATUBA-SP

-2009-

BIANCA PICCOLOTTO TONELLA

Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia do Câmpus de Araçatuba – UNESP, para a obtenção do título de “Mestre em Odontologia”- Área de Concentração - Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Adjunto Eduardo Piza Pellizzer

Co-orientador: Prof^a Ass. Dra. Adriana Cristina Zavanelli

Araçatuba –SP

- 2009 -

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

T664a Tonella, Bianca Piccolotto
Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse / Bianca Piccolotto
Tonella. - Araçatuba : [s.n.], 2009
108 f. : il. + CD-ROM

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2009
Orientador: Prof. Eduardo Piza Pellizzer
Co-orientador: Prof^ª. Adriana Cristina Zavanelli

1. Implantes dentários 2. Prótese parcial fixa 3. Prótese dentária fixada por implante

Black D3
CDD 617.69

Dados Curriculares

Bianca Piccolotto Tonella

Data de nascimento: 30/03/1979 – Campinas –SP

Filiação: Mery Betti Piccolotto Tonella

José Antonio Tonella

2002-2005: Curso de Graduação em Odontologia, pela
Faculdade de Odontologia de Araçatuba -
UNESP

2007-2009: Curso de Pós-graduação em Odontologia,
nível Mestrado, área de concentração:
Prótese dentária, pela Faculdade de
Odontologia de Araçatuba - UNESP

*"Bom mesmo é ir a luta com determinação,
abraçar a vida e viver com paixão,
perder com classe e viver com ousadia.
Pois o triunfo pertence a quem se atreve,
a vida é muito bela para ser insignificante ."*

Charles Chaplin



Dedicatória

Aos meus avós Luzia Mercúrio (in memoriam) e José Tonella (in memoriam), Mafalda Delbue Piccolotto e Antonio Piccolotto, por gerarem as pessoas mais importantes em minha vida, meus pais!!!

Aos meus pais, José Antônio Tonella e Mery Betti Piccolotto Tonella, por todo apoio e "patrocínio" na realização deste sonho.... Exemplos de dedicação e amor que sempre guardo comigo, e com simplicidade e honestidade tudo fizeram pela minha formação moral e profissional. Eu agradeço a Deus todos os dias por terem vocês como meus pais. Amo muito vocês!!!!

Ao meu irmão Eduardo que mesmo longe nunca deixou de estar presente.

Ao meu irmão Alexandre e à minha cunhada Kitty, por todo apoio.

À minha sobrinha Maria Eduarda, que me fez sentir um amor até então desconhecido.

Ao meu namorado Davi Lenz Cesar, por entender minha ausência, compreender meu cansaço, e vibrar com minha vitória.

Dedico este trabalho!!!

*"Aprender é a única coisa da qual
a mente humana nunca se cansa,
nunca tem medo e
jamais se arrepende."
Leonardo da Vinci*



Agradecimentos Especiais

Ao Prof. Eduardo Piza Pellizzer, meu orientador, muito obrigada por estes quatro anos de convívio, pelos momentos de dedicação, pela confiança, amizade, pelo conhecimento transmitido com tanto profissionalismo, e que muito contribuiu para meu crescimento científico e cultural.

Muito obrigada!!!!

Ao Professor Humberto Gennari Filho, agradeço pelo apoio, disponibilidade em ajudar, pela confiança em mim depositada, e pela oportunidade em aprimorar meus conhecimentos me orientando no início de meu mestrado.

*“O valor das coisas não está no tempo
em que elas duram,
mas na intensidade com que acontecem.
Por isso existem momentos inexplicáveis
e pessoas incomparáveis.”*

Fernando Pessoa

*"O único lugar onde o sucesso vem antes
do trabalho é no dicionário."
Albert Einstein*



Agradecimentos

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”- UNESP, na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Pedro Felício Estrada Bernabé, por proporcionar condições para a realização desta pesquisa.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, em especial a Prof^a Adriana Zavanelli, pelo apoio na concretização deste trabalho.

Aos Docentes da Pós-graduação, Alício Rosalino Garcia, Débora Barros Barbosa, Eduardo Passos Rocha, Eulália Maria Martins da Silva, Marcelo Coelho Goiato, Paulo Renato Junqueira Zuim, Wirley Gonçalves Assunção.

Aos Docentes do Núcleo de Diagnóstico e Tratamento de Disfunção Temporomandibular, Alício Rosalino Garcia, Paulo Renato Junqueira Zuim, Daniela Brandini e Maria Cristina Rosifini Alves Rezende, pela oportunidade em aprimorar meus conhecimentos, obrigada pela dedicação e carinho ao ensino.

À Profa Maria Cristina Rosifini Alves Rezende por toda dedicação ao estudo e a pesquisa, pelo carinho e amizade, depositados em mim, agradeço a Sra. pelo empenho na concretização deste estudo.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo- FAPESP, pelo auxílio à pesquisa Processo No: 07/55061-3.

À Conexão Sistema de Prótese pela doação dos implantes utilizados neste estudo.

Agradecimentos

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – Unesp, por estarem prontos a ajudar, em todas as horas.

Aos funcionários da Biblioteca desta Instituição, sempre tão prestativos e amigos.

Aos funcionários da Seção de Pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, pela disponibilidade e atenção.

Aos Colegas de Pós-Graduação: Aldiéris Alves Pesqueira, Douglas Roberto Monteiro, Joel Santiago Jr, Paula do Prado Ribeiro, Daniella Michelini, dos Santos, Marcela Haddad, Cristina Ramos da Silva, Juliana Aparecida Delbem, Sandra Lúcia Dantas de Moraes, Luciana Negrão.

Aos Drs. José Vítor Quinelli Mazaro, Eduardo Vedovatto e Fellippo Ramos Verri, pela disponibilidade em ajudar.

À “Latina”, Rosse Mary Falcon-Antenucci, e Renato Ferraço, por todos esses anos de convívio, amizade, carinho e dedicação a pesquisa, a ajuda de vocês foi fundamental todo esse tempo. Muito obrigada por tudo!!!!

Meus agradecimentos a todos aqueles que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

Muito obrigada!!!!

*"O sucesso nasce do querer, da determinação e
da persistência em se chegar a um objetivo.*

*Mesmo não atingindo o alvo,
quem busca e vence os obstáculos,
no mínimo fará coisas admiráveis"*

José de Alencar.



"Não se pode ensinar tudo a alguém.

Pode-se apenas ajudá-lo

a encontrar por si mesmo."

Galileu Galilei



Tonella, BP. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone-morse [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2009.

Resumo Geral

Os aspectos biomecânicos do implante osseointegrado são fundamentalmente diferentes daqueles do dente natural, que é circundado pelo ligamento periodontal. A possibilidade de transferência de sobrecarga ao implante, e deste ao osso, pode exceder o limite fisiológico e provocar falha da reabilitação ou até mesmo a perda da osseointegração. Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e osso suporte. A avaliação biomecânica da geometria do implante e do sistema de retenção protético torna-se fundamental, visto que os implantes foram desenvolvidos para suportarem forças durante sua função. O estudo das tensões entre as estruturas de suporte e implantes tem sido realizado para prevenir falhas da estrutura protética ou do próprio implante. Assim, nosso trabalho teve como objetivo a realização de dois capítulos, sendo que o primeiro capítulo analisa a distribuição das tensões nos diferentes tipos de implantes, hexágono externo, hexágono interno e cone-morse, em relação aos sistemas de retenção protética, parafusadas ou cimentadas, em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos. O segundo capítulo aborda a distribuição de tensões nas próteses parciais fixas implantossuportadas unitárias e de três elementos, usando implantes de hexágono externo, interno e cone-morse. Foram construídos modelos fotoelásticos em resina PL-2 (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA), com implantes de 4,00 x 10 mm (Conexão Sistema de Prótese Ltda- São Paulo- SP - Brasil). A saber foram construídos para: 1) próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos com dois implantes, situados na região segundo pré-molar e segundo molar, e 2) modelos com implantes unitários. As próteses foram construídas de forma

padronizada e em liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus -sem Berílio, Talladium do Brasil, Curitiba- PR-Brasil). Foi utilizado um polariscópio circular e aplicado cargas axial e oblíqua em um ângulo de 45° de 100N em Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000). As tensões foram analisadas de forma qualitativa em software computacional (Adobe Photoshop CS3 – Adobe Systems – San Jose, Calif.). Resultados: o sistema de retenção do tipo parafusada apresentou pior distribuição das tensões tanto para a aplicação de carga axial quanto para a oblíqua. O implante do tipo hexágono interno apresentou tendência de melhor distribuição de tensões e de menor intensidade de franjas tanto nas próteses cimentadas quanto nas próteses parafusadas. Para o estudo dos implantes unitários, o implante que melhor distribuiu as tensões foi o cone-morse, seguido pelo hexágono interno e externo. A aplicação de carga oblíqua demonstrou aumento no número de franjas fotoelásticas em todos os modelos testados. Conclusão: o sistema de retenção do tipo cimentada apresentou melhor distribuição das tensões entre todos os modelos testados. O implante de hexágono interno demonstrou ser mais favorável do ponto de vista biomecânico para as próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos, e os implantes cone-morse para as próteses implantossuportadas unitárias. A aplicação de carga oblíqua demonstrou aumento das tensões em todos os sistemas e configurações testadas.

Palavras-chave: Implantes dentário. Prótese parcial fixa. Prótese dentária fixada por implante.



Abstract

General

Tonella, BP. Photoelastic analysis of stress distribution in screw or cemented retained protheses in extern hexagon or intern hexagon or morse-taper implants [dissertation]. Araçatuba: UNESP - Sao Paulo State University; 2009.

Abstract Geral

The biomechanical aspects of an implant are fundamentally different from those of a natural tooth, which is surrounded by a periodontal ligament. The possibility of transferring the overload to the implant, and then to the bone, may exceed the physiological limit and cause failure of rehabilitation or even loss of osseointegration. Therefore, it is essential to optimize the distribution of the chewing load through the protheses and from them to the implants and support bone. The biomechanical evaluation of the implant's geometry and prosthetic retained system becomes essential, since the implants were developed to withstand forces during their function. The study of the stress between the structures of support and implants have been done to prevent failures of the prothesis structure or of the implant. Thus, our work aimed at the achievement of two studies, being the first chapter the analysis of stress distribution on different types of implants: external hexagon, internal hexagon and morse taper, compared to retained prothesis systems: screwed and cemented in 3-FDP. The second chapter discusses the distribution of stress between dental implant single tooth and 3-FDP, taking into account the different types of connection of the implant. Photoelastic models were built in PL-2 resin (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, NC USA) with 4.00 x 10 mm implants (Conexao Sistema de Protese Ltda- Sao Paulo- SP - Brazil). Models were built for: 1.) fixed partial dentures of three elements with two implants, located in the second pre-molar and on the region of the second molar, and 2) models with dental implants single tooth. The protheses were constructed in a standardized way with Ni-Cr alloy (Fit Cast-SB Plus - without Beryllium, Talladium do Brasil, Curitiba-PR-Brazil). A circular polariscopy was used and a Universal Testing Machine (EMIC DL-3000) applied axial and oblique loads of 100N in a 45° angle. The stress was analyzed from a qualitative point of view in software (Adobe Photoshop CS3 - Adobe Systems - San Jose, Calif.). Results: the screwed retention system type had a harmful distribution of stress for both the application of axial load and for the oblique load. The internal hexagon implant tended to have a better distribution of stress and lower intensity of fringes in both cemented retained prothesis and screwed retained prothesis. For the dental implant single tooth the implant which best distributed stress was the morse taper, followed by internal hexagon and external hexagon. The application of oblique load showed an increase in photoelastic fringes in all tested models. Conclusion: the cemented retained prothesis type presented better distribution of stress among all tested models. The internal hexagon implant showed

Abstract General

to be more favorable from a biomechanical point of view for fixed partial dentures of three elements, and the cone taper implants for dental implant single tooth. The application of oblique load showed an increase of stress in all the systems and configurations tested.

Keywords: Dental implantation. Denture partial fixed. Dental prosthesis implant-supported.



Listas

e

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Figuras

Capítulo 1

Figura 1	Modelo fotoelástico das Próteses de Três Elementos.	42
Figura 2	Matriz de silicone para padronizar a confecção das próteses.	42
Figura 3	Prótese encerada.	42
Figura 4	Coroas confeccionadas no modelo de gesso das próteses parciais fixas de três elementos.	42
Figura 5	Coroas cimentadas e parafusadas adaptadas aos modelos fotoelásticos.	42
Figura 6	Máquina de Ensaio Universal (EMIC – DL 3000), acoplado o polariscópio circular.	43
Figura 7	Aplicação de carga axial no pré-molar -HE- Prótese Parafusada.	45
Figura 8	Aplicação de carga axial no pântico -HE- Prótese Parafusada.	45
Figura 9	Aplicação de carga axial no molar -HE- Prótese Parafusada.	45
Figura 10	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HE- Prótese Parafusada.	46
Figura 11	Aplicação de carga oblíqua no pântico -HE- Prótese Parafusada.	46
Figura 12	Aplicação de carga oblíqua no molar -HE- Prótese Parafusada.	46
Figura 13	Aplicação de carga axial no pré-molar -HI- Prótese Parafusada.	47
Figura 14	Aplicação de carga axial no pântico -HI- Prótese Parafusada.	47
Figura 15	Aplicação de carga axial no molar -HI- Prótese Parafusada.	47
Figura 16	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HI- Prótese Parafusada.	48
Figura 17	Aplicação de carga oblíqua no pântico -HI- Prótese Parafusada.	48
Figura 18	Aplicação de carga oblíqua no molar -HI- Prótese Parafusada.	48
Figura 19	Aplicação de carga axial no pré-molar -CM- Prótese Parafusada.	48
Figura 20	Aplicação de carga axial no pântico -CM- Prótese Parafusada.	48
Figura 21	Aplicação de carga axial no molar - CM - Prótese Parafusa.	48
Figura 22	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar - CM -	49

Lista de figuras

	Prótese Parafusada.	
Figura 23	Aplicação de carga oblíqua no pântico – CM - Prótese Parafusada.	49
Figura 24	Aplicação de carga oblíqua no molar – CM - Prótese Parafusada.	49
Figura 25	Aplicação de carga axial no pré-molar -HE- Prótese Cimentada.	50
Figura 26	Aplicação de carga axial no pântico -HE- Prótese Cimentada.	50
Figura 27	Aplicação de carga axial no molar -HE- Prótese Cimentada.	50
Figura 28	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HE- Prótese Cimentada.	51
Figura 29	Aplicação de carga oblíqua no pântico -HE- Prótese Cimentada.	51
Figura 30	Aplicação de carga oblíqua no molar -HE- Prótese Cimentada.	51
Figura 31	Aplicação de carga axial no pré-molar -HI- Prótese Cimentada.	51
Figura 32	Aplicação de carga axial no pântico -HI- Prótese Cimentada.	51
Figura 33	Aplicação de carga axial no molar -HI- Prótese Cimentada.	51
Figura 34	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HI- Prótese Cimentada.	52
Figura 35	Aplicação de carga oblíqua no pântico -HI- Prótese Cimentada.	52
Figura 36	Aplicação de carga oblíqua no molar -HI- Prótese Cimentada.	52
Figura 37	Aplicação de carga axial no pré-molar -CM- Prótese Cimentada.	53
Figura 38	Aplicação de carga axial no pântico -CM- Prótese Cimentada.	53
Figura 39	Aplicação de carga axial no molar -CM- Prótese Cimentada.	53
Figura 40	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar-CM- Prótese Cimentada.	54
Figura 41	Aplicação de carga oblíqua no pântico -CM- Prótese Cimentada.	54
Figura 42	Aplicação de carga oblíqua no molar -CM- Prótese Cimentada.	54

Capítulo 2

Figura 1	Modelo Fotoelástico das Próteses Parciais Fixas múltiplas.	74
Figura 2	Modelo Fotoelástico das Próteses Parciais Fixas Unitárias.	74
Figura 3	Matriz de silicone para padronizar a confecção das próteses.	74
Figura 4	Coroas confeccionadas sobre o modelo de gesso das próteses parciais fixas múltiplas.	74
Figura 5	Coroas metálicas confeccionadas sobre o modelo de gesso.	74
Figura 6	Coroas metálicas múltiplas confeccionadas sobre o modelo de gesso.	74
Figura 7	Coroas metálicas unitárias parafusadas nos modelos fotoelásticos.	75
Figura 8	Coroas metálicas múltiplas parafusadas nos modelos fotoelásticos.	75
Figura 9	Máquina de Ensaio Universal (EMIC – DL 3000), acoplado o polariscópio circular.	75
Figura 10	Modelo de prótese unitária –HE- parafusada - carga axial.	77
Figura 11	Modelo de prótese unitária –HI- parafusada - carga axial.	77
Figura 12	Modelo de prótese unitária –CM- parafusada - carga axial.	77
Figura 13	Modelo unitário –HE- parafusada - carga oblíqua.	78
Figura 14	Modelo unitário –HI- parafusada - carga oblíqua.	78
Figura 15	Modelo unitário –CM- parafusada - carga oblíqua.	78
Figura 16	Aplicação de carga axial no pré-molar –HE- Prótese Parafusada.	79
Figura 17	Aplicação de carga axial no pântico - HE– Prótese Parafusada.	79
Figura 18	Aplicação de carga axial no molar –HE– Prótese Parafusada.	79
Figura 19	Aplicação de carga oblíqua no pré- molar– HE- Prótese Parafusada.	79
Figura 20	Aplicação de carga oblíqua no pântico – HE-Prótese Parafusada.	79
Figura 21	Aplicação de carga oblíqua no molar -HE– Prótese Parafusada.	79
Figura 22	Aplicação de carga axial no pré-molar – HI -Prótese Parafusada.	80
Figura 23	Aplicação de carga axial no pântico – HI -Prótese Parafusada.	80
Figura 24	Aplicação de carga axial no molar – HI -Prótese Parafusada.	80
Figura 25	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar – HI -Prótese Parafusada.	81

Lista de figuras

Figura 26	Aplicação de carga oblíqua no pântico – HI -Prótese Parafusada.	81
Figura 27	Aplicação de carga oblíqua no molar – HI -Prótese Parafusada.	81
Figura 28	Aplicação de carga axial no pré-molar – CM -Prótese Parafusada.	81
Figura 29	Aplicação de carga axial no pântico – CM -Prótese Parafusada.	81
Figura 30	Aplicação de carga axial no molar – CM -Prótese Parafusa.	81
Figura 31	Aplicação de carga oblíqua no pré-molar –CM- Prótese Parafusada.	82
Figura 32	Aplicação de carga oblíqua no pântico -CM- Prótese Parafusada.	82
Figura 33	Aplicação de carga oblíqua no molar –CM- Prótese Parafusada.	82

Lista de Abreviaturas

HI = Hexágono interno

HE = Hexágono externo

CM = Cone-morse

Ni-Cr = Níquel e cromo

mm= milímetros

N=Newtons

1) Introdução Geral	27
2) Capítulo 1 - Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométrica do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.	
2.1 Resumo	32
2.2 Abstract	34
2.3 Introdução	36
2.4 Proposição	41
2.5 Material e métodos	42
2.6 Resultados	45
2.7 Discussão	55
2.8 Conclusão	60
2.9 Referências	61
3) Capítulo 2 - Análise fotoelástica da distribuição de tensões por diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa parafusadas unitárias e múltiplas.	
3.1 Resumo	66
3.2 Abstract	68
3.3 Introdução	69
3.4 Proposição	73
3.5 Material e métodos	74
3.6 Resultados	77
3.7 Discussão	83
3.8 Conclusão	87
3.9 Referências	88
Anexos	
Anexo A Normas para Publicação – The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants	93
Anexo B Normas Para Publicação - The International Journal of Prosthodontics	97
Anexo C Detalhamento e ilustrações da metodologia – material e métodos	101
Anexo D Referências – Introdução geral	108



Introdução
Geral

Introdução Geral*

A substituição de dentes naturais ausentes por implantes osseointegrados tem melhorado a qualidade de vida de muitos pacientes parcial ou totalmente edêntulos. Os implantes permitem reabilitar desde pequenos a grandes espaços protéticos de forma conservadora quando comparado com Prótese Parcial Fixa convencional.

A possibilidade de transferência da sobrecarga ao implante e deste ao osso pode exceder o limite fisiológico e provocar falha da reabilitação ou até mesmo a perda da osseointegração (KENNEY, RICHARDS, 1998). Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e tecido ósseo de suporte (DE BOER, 1993; MONTEITH, 1993; RANGERT et al., 1989; SKALAK, 1983).

Existem diferentes formas de conexão entre o pilar e o implante: conexão de hexágono externo, de hexágono interno e conexão cone-morse.

A conexão de hexágono externo consiste de um encaixe hexagonal presente na plataforma do implante. Na conexão interna, a interface pilar/implante fica interna ao implante e o mesmo acontece com a conexão cone-morse, mas este tipo de encaixe se faz mais preciso devido à conicidade das partes articulares. Os três tipos de conexões existentes apresentam vantagens e desvantagens (MAEDA et al., 2006).

A utilização de sistemas de implantes com conexões em hexágono externo, por muitos anos, tornou este tipo de conexão muito popular e é, até hoje, o sistema de maior utilização na implantodontia (NORTON, 1999).

As vantagens que os sistemas de hexágono externo oferecem são: ser apropriados para a abordagem em dois estágios cirúrgicos; presença de mecanismo anti-rotacional; reversibilidade; e compatibilidade entre diversos sistemas. As principais desvantagens deste tipo de sistema são: micro-movimentos devido a pouca altura do hexágono, afrouxamento do pilar e até mesmo fratura do parafuso; microfenda entre o implante e o pilar, que causa reabsorções ósseas ao redor da região cervical do implante (MAEDA et al., 2006).

As conexões hexagonais internas foram desenvolvidas com o objetivo de melhorar a adaptação entre os hexágonos e estabelecer uma interface mais estável, aumentando, assim, a resistência e reduzindo complicações, como afrouxamento ou fratura do parafuso de fixação. Neste tipo de conexão, o centro de fixação do parafuso é protegido pela altura do hexágono do pilar dentro do implante, desse modo, as forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante, gerando menor tensão no parafuso e proporcionando melhor resistência às tensões cisalhantes na união. Contrariamente, na conexão externa, os componentes de forças laterais são transmitidos ao parafuso de retenção no ponto onde o implante e pilar entram em contato, assim como na base de assentamento do implante, o que eventualmente pode causar afrouxamento ou fratura do parafuso (NIZNICK, 1991).

As conexões cone-morse têm como vantagem as próteses unitárias cimentadas, já que após o torque, o componente protético dificilmente se afrouxará. Apresenta, porém, menos soluções protéticas, maior custo e menor domínio da técnica por parte dos profissionais, sendo sua principal indicação para as próteses cimentadas unitárias posteriores (GEBRIM, 2005).

Pouco se sabe sobre qual seria o melhor tipo de prótese a ser instalada sobre os implantes em termos de saúde peri-implantar e biomecânica, porém, cientificamente, não é possível saber de forma definitiva qual é realmente a melhor solução para o sucesso dos implantes a longo prazo (CHEE et al., 2006; GUICHET et al., 2000; HEBEL et al., 1997; WEBER et al., 2006;). A seleção do sistema de retenção, cimentada ou parafusada, é aspecto bastante discutido e baseia-se, muitas vezes, em preferências pessoais, o que se encontra na grande maioria dos artigos são vantagens e desvantagens mencionadas em cada um dos sistemas. Alguns aspectos devem ser levados em consideração, tais como reversibilidade (HEBEL et al., 1997; RAJAN et al., 2004; TAYLOR et al., 2000; ZARONE et al., 2007), previsibilidade de retenção (HEBEL et al., 1997), estética e complexidade das técnicas laboratoriais. Em casos extensos, principalmente na presença de cantilever e espaço protético limitado, sugere-se a utilização de prótese parafusada, devido a sua capacidade de reparação e previsibilidade de retenção. A prótese cimentada possui, dentre outras, a vantagem de reproduzir o contorno gengival no pilar, porém, também pode ser relevante a ausência do orifício para o parafuso de retenção da coroa, que proporciona melhor estética e oclusão, menor geração de tensão (KARL et al., 2005; KARL et al., 2006; PIETRABISSA et al., 2000), passividade entre as estruturas (HECKMAN et al., 2004) e o fato de os procedimentos técnicos serem mais rotineiros, vantagens particularmente interessantes para casos unitários em que a reversibilidade não é tão importante. Entretanto, ambas as opções protéticas são aceitas para os mais variados casos, porém, alguns autores afirmam que sempre que a posição do implante permitir, deve-

se optar pela utilização de próteses retidas por parafuso, devido à capacidade de reparação (CHEE et al., 1999; WEBER et al., 2006).

A avaliação biomecânica da geometria do implante torna-se fundamental, visto que os implantes foram desenvolvidos para suportarem forças durante sua função. O estudo das tensões entre as estruturas de suporte e implantes tem sido realizado para prevenirem falhas da estrutura protética ou do próprio implante. As formas de avaliação da transferência de tensão são: elementos finitos, strain gauge, e fotoelasticidade, que permitem prever a resposta mecânica de uma estrutura simulada mediante um esforço.

O método de análise fotoelástica é de fácil realização e baseia-se no princípio de transformação de estresse mecânico interno, produzido em estruturas geométricas complexas, em padrões visíveis de luz que indicam a localização e magnitude das tensões. É uma metodologia utilizada pela Engenharia (FROCHT, 1969), que passou a ser aplicado em diversas áreas da Odontologia, como na área da dentística restauradora (NOOMAN, 1949), periodontia (GLICKMAN et al., 1970), prótese total (CRAIG et al., 1974) e prótese parcial removível (KRATOCHVIL et al., 1981). Atualmente, esta metodologia vem sendo utilizada para a análise da distribuição de tensões induzidas por reabilitações orais em prótese sobre implante, em estudos que simulam as condições mecânicas clínicas existentes neste tipo de tratamento reabilitador (CLELLAND et al., 1993; HARALDSON, 1980; KENNEY & RICHARDS, 1998) .

Capítulo 1 – Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações do implante em prótese parcial fixa de três elementos.

Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométrica do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

2.1 - Resumo

A seleção do sistema de retenção da prótese sobre implante, bem como da geometria estrutural do implante, são fatores determinantes na manutenção da estabilidade da interface implante-prótese. Estudos de distribuição das tensões entre as estruturas de suporte, implantes e próteses, têm sido realizados com o intuito de prevenir falha da estrutura protética ou mesmo do próprio implante, bem como evitar alterações nos tecidos moles e duros na região afetada. Objetivo: a proposta neste estudo foi analisar, através da metodologia da fotoelasticidade, a distribuição de tensões nos sistemas de retenção das próteses implantossuportadas, parafusada e cimentada, associados às diferentes configurações do implante em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos. Método: foram confeccionados seis modelos em resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA), cada modelo com dois implantes 4,00 x 10 mm (Conexão Sistema de Prótese Ltda- São Paulo- SP - Brasil), situados um na região do segundo pré-molar e outro na região do segundo molar, variando o sistema de retenção: parafusada ou cimentada, e o tipo de conexão do implante: hexágono externo, interno e cone morse. As próteses foram construídas de forma padronizada e em liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus - sem Berílio- Talladium do Brasil, Curitiba- PR- Brasil). Foi utilizado um polariscópio circular e aplicado cargas axial e oblíqua em 45° de 100N em Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000). As tensões foram analisadas de forma qualitativa em programa computacional (Adobe Photoshop CS3 – Adobe Systems – San Jose, Calif.). Resultados: o sistema de retenção do tipo parafusada apresentou maior intensidade de franjas fotoelásticas, tanto para a aplicação de carga axial quanto para a oblíqua. O implante do tipo hexágono interno apresentou menor intensidade de franjas fotoelásticas, tanto nas próteses cimentadas como nas próteses parafusadas. A aplicação de carga oblíqua demonstrou aumento no número de franjas fotoelásticas em todos os modelos testados. Conclusão: o sistema de retenção do tipo cimentado apresentou melhor distribuição das tensões entre todos os modelos testados. O implante de hexágono interno demonstrou ser

Capítulo 1- Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

mais favorável do ponto de vista biomecânico. A aplicação de carga oblíqua demonstrou aumento das tensões em todos os sistemas e configurações testadas.

Palavras-chave: implantes dentários. prótese parcial fixa. prótese dentária fixada por implante.

Photoelastic analysis of the stress distribution induced by screw-retained or cement-retained implant-supported prostheses in different geometric configurations of the implant in fixed partial prosthesis of three elements.

2.2 – Abstract

The selection of retention system of the fixed prosthesis on implants, and the structural geometry of the implant, are determining factors in maintaining the stability of the implant-prosthesis interface. Studies of stress distribution between the support structures, implants and prostheses have been made in order to prevent failure of the structure of the prosthesis or implant, and to avoid changes in hard and soft tissues in the affected area. Purpose: the purpose of this study was to analyze, using the photoelasticity methodology, the stress distribution in the retention systems of the implant-supported prostheses, screwed and cemented, associated to the different implant configurations in implant fixed partial prostheses implant-supported of three elements. Methods: six models were manufactured with PL-2 photoelastic resin (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, NC USA), each model with two 4.00 x 10 mm implants (Conexao System for Prosthesis Ltda- Sao Paulo- SP - Brazil), placed one in the second premolar and other at the second molar, varying the retention system (screwed and cemented) and the type of connection of the implant (external hexagon, internal hexagon and morse taper). The prostheses were built in a standardized way with Ni-Cr alloy (Fit Cast-SB Plus - without Beryllium - Talladium do Brasil, Curitiba-PR-Brazil). A circular polariscopy was used and a Universal Testing Machine (EMIC DL-3000) applied axial and oblique loads of 100N in a 45° angle. The stress was analyzed from a qualitative point of view in software (Adobe Photoshop CS3 - Adobe Systems - San Jose, Calif.). Results: the screwed retention system type showed higher intensity of photoelastic fringes, both for axial and oblique load. The internal hexagon implant-type showed a lower intensity of photoelastic fringes in both cemented and screwed prostheses. The application of oblique load showed an increase in the number of photoelastic fringes in all tested models. Conclusion: the cemented retention system type presented better distribution of stress among all tested models. The internal hexagon

Capítulo 1- Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

implant showed to be more favorable from a biomechanical point of view. The application of oblique load showed an increase in stress on all systems and configurations tested.

Keywords: dental implants. fixed partial denture. dental prosthesis implant-supported.

2.3 - Introdução

Desde a divulgação dos primeiros implantes osseointegrados por Brånemark, os mesmos evoluíram de maneira fantástica em sua forma, tamanho, tratamento de superfície e sistema de conexão. Simultaneamente, estudos paralelos de técnicas cirúrgicas, biomateriais, enxertos e fatores de crescimento fizeram com que houvesse a otimização no objetivo final de todo este tratamento, que é a instalação da prótese sobre os implantes. Com a previsibilidade e longevidade relacionadas à osseointegração, o tratamento com implantes dentários tornou-se realidade na clínica odontológica. Esse fato, associado ao aumento da expectativa de vida e da exigência estética e funcional dos pacientes, aliado ao custo cada vez mais acessível desta modalidade de tratamento reabilitador, firmou-se como realidade na Odontologia moderna.

Os aspectos biomecânicos do implante osseointegrado são fundamentalmente diferentes daqueles do dente natural circundado pelo ligamento periodontal (Weinberg et al., 1993).¹ A possibilidade de se transferir sobrecarga ao implante e deste ao osso adjacente pode exceder o limite fisiológico e provocar falha das reabilitações ou até mesmo a perda da osseointegração (Kenney & Richards, 1998).² Portanto, é essencial otimizar a distribuição da carga mastigatória através das próteses e destas para os implantes e osso suporte (Skalak, 1983³; Rangert et al., 1989⁴; De Boer, 1993⁵; Monteith, 1993⁶; Glantz & Nilder, 1998⁷, Isidor, 2006⁸; Brunski, 1988⁹).

Por outro lado, em função do pequeno grau de movimentação dos implantes no tecido ósseo ($5\mu\text{m}$) (Mish, 2006¹⁰), certos paradigmas vêm sendo questionados a respeito desta modalidade restauradora: a resposta biomecânica da restauração em função da distribuição das tensões nas estruturas de suporte, a importância da seleção do sistema de retenção e qual a influência do tipo e formato do implante indicado para cada situação clínica em relação à sobrecarga dos elementos constituintes.

O sucesso da restauração protética suportada por implantes osseointegrados e a saúde dos tecidos circundantes estão intimamente relacionados à precisão e adaptação dos componentes, à estabilidade da interface implante/pilar, bem como à resistência desta interface

quando submetida a cargas durante a função mastigatória. Com o objetivo de alcançar o sucesso a longo prazo da restauração protética, recomenda-se que a seleção do sistema de retenção da prótese sobre implante, bem como sua geometria seja realizada ainda durante o planejamento, antes da etapa cirúrgica, com a finalidade de determinar o posicionamento mais adequado ao implante.

Pouco se sabe sobre qual seria o melhor tipo de prótese a ser instalada sobre os implantes em termos de saúde peri-implantar e biomecânica, e, cientificamente, não é possível saber de forma definitiva qual é, realmente, a melhor solução para o sucesso dos implantes a longo prazo (Hebel et al., 1997¹¹; Chee et al., 2006¹²; Weber et al., 2006¹³; Guichet et al., 2000¹⁴). A seleção do sistema de retenção, cimentada ou parafusada, é bastante discutido, e baseia-se, muitas vezes, em preferências pessoais. O que se encontra na grande maioria dos artigos são vantagens e desvantagens mencionadas em cada um dos sistemas. A opção entre confeccionar uma prótese cimentada ou uma parafusada influenciará na escolha do tipo de pilar, pois existem pilares fabricados para ambas as situações. Alguns aspectos devem ser levados em consideração, tais como reversibilidade (Zarone et al., 2007¹⁵; Rajan et al., 2004¹⁶; Hebel et al., 1997¹¹, Taylor et al., 2000¹⁷), previsibilidade de retenção (Hebel et al., 1997¹¹), estética e complexidade das técnicas laboratoriais. Em casos extensos, principalmente na presença de cantilever e espaço protético limitado, sugere-se a utilização de prótese parafusada, devido a sua capacidade de reparação e previsibilidade de retenção. A prótese cimentada possui, dentre outras, a vantagem de reproduzir o contorno gengival no pilar, também pode ser relevante a ausência do orifício para o parafuso de retenção da coroa, que proporciona melhor estética e oclusão, menor geração de tensão (Pietrabissa et al., 2000¹⁸; Karl et al., 2005¹⁹; Karl et al., 2006²⁰), passividade entre as estruturas (Heckmann et al., 2004²¹) e o fato de os procedimentos técnicos serem mais rotineiros, vantagens particularmente interessantes para casos unitários em que a reversibilidade não é tão importante. Entretanto, ambas as opções protéticas são aceitas para os mais variados casos, porém, alguns autores afirmam que, sempre que a posição do implante permitir deve-se optar pela utilização de

próteses retidas por parafuso, devido à capacidade de reparação (Chee et al., 1999²²; Weber et al., 2006¹³).

Existem diferentes formas de conexão entre o pilar e o implante: conexão de hexágono externo, de hexágono interno e conexão cone-morse. A conexão de hexágono externo consiste de encaixe entre o hexágono externo presente na plataforma do implante. Na conexão interna, a interface pilar/implante fica interna ao implante e o mesmo acontece com a conexão cone-morse, mas este tipo de encaixe se faz mais preciso devido à conicidade das partes articulares. Os três tipos de conexões existentes apresentam vantagens e desvantagens.

A conexão externa foi a primeira a ser utilizada, apresenta maior número de opções protéticas e o maior número de profissionais com o domínio da técnica. Sua melhor indicação seria para os casos de próteses múltiplas, incluindo os protocolos de carga imediata. Quando bem utilizada pode-se realizar todo tipo de tratamento, com custo inferior às demais conexões.

As conexões internas apresentam excelente resultado para os casos de prótese implantossuportada unitária parafusada ou cimentada, podendo ainda ser utilizada em próteses múltiplas, com bom paralelismo. As conexões cone-morse têm como vantagem as próteses implantossuportadas unitárias cimentadas, uma vez que o componente protético dificilmente se afrouxará após o torque. Apresenta, porém, menos soluções protéticas, maior custo e menor domínio da técnica por parte dos profissionais, sendo sua principal indicação para as próteses cimentadas unitárias posteriores (Salvi et al., 2001²³).

As conexões internas apresentam maior estabilidade da interface implante/pilar, pois as paredes do pilar estão em contato com a superfície interna do implante, diminuindo a possibilidade de micro movimentos durante as cargas (Binon, 2000²⁴; Chun et al., 2006²⁵). Nesse sentido, estudos experimentais de cargas estática e dinâmica, utilizando diferentes tipos de conexão externa e interna, têm mostrado uma melhora significativa no comportamento da conexão interna (Binon, 2000²⁴; Rangert et al., 1989⁴, Maeda et al., 2006²⁶).

Existem poucos trabalhos na literatura abordando as conexões cone-morse, o que há são abordando este tipo de conexão quanto a resistência à flexão (Norton, 1997²⁷), resistência à fadiga (Khraisat et al., 2002²⁸), micromovimentação da conexão implante/pilar em ensaio com elementos finitos (Kitagawa et al., 2005²⁹), propriedades mecânicas em elementos finitos (Merz et al., 2000³⁰) e complicações mecânicas *in vivo* (Mangano e Bartolucci, 2001³¹).

A avaliação biomecânica da geometria do implante torna-se fundamental, visto que os implantes foram desenvolvidos para suportarem forças durante sua função. Alguns trabalhos avaliaram diferentes desenhos dos implantes (Möllersten et al., 1997³²; Chee et al., 2006¹², Bozkaya et al., 2004³³) e outros compararam os sistemas de retenção parafusado e cimentado (Chee et al., 2006¹²; Hebel et al., 1997¹¹; Karl et al., 2006²⁰; Zarone et al., 2007¹⁵; Karl et al., 2005¹⁹; Guichet et al., 2000¹⁴; Pietrabissa, 2000¹⁸; Weber et al., 2006¹³). Porém, ainda existem poucas pesquisas científicas que avaliaram a distribuição de tensões em relação aos implantes hexágono interno, externo e cone-morse (Balfour et al., 1995³⁴; Çehreli et al., 2004³⁵).

O estudo das tensões entre as estruturas de suporte e implantes tem sido realizado para prevenir falha da estrutura protética ou do próprio implante. As formas de avaliação de tensão são: elementos finitos, strain gauge, e fotoelasticidade, que permitem prever a resposta mecânica de uma estrutura simulada mediante um esforço.

A fotoelasticidade é um método já testado, viável, de relativa facilidade de construção dos modelos e de interpretação dos resultados (Caputo, 1987³⁶). A gama de aplicações do método fotoelástico deve-se a alguns fatores inerentes a ele, sendo uma de suas grandes vantagens a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, enquanto que em outros métodos analíticos, são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídas a partir de dados numéricos. Outro aspecto favorável da técnica é a possibilidade de realização de análises de distribuição de forças em corpos de morfologia complexa, para os quais os métodos analíticos puramente matemáticos são de difícil aplicação ou até mesmo impraticáveis, sendo que para a obtenção de resultados confiáveis uma rigorosa padronização é necessária na construção dos modelos e na realização dos ensaios. Os resultados são mais

Capítulo 1- Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

concretos quando avaliamos a distribuição e a direção das tensões ao invés de sua quantidade.

2.4 - Proposição

O objetivo neste estudo foi avaliar, por meio da metodologia da fotoelasticidade, a distribuição das tensões de diferentes sistemas de retenção da prótese sobre implante, parafusada ou cimentada, associada com diferentes desenhos estruturais internos dos implantes, hexágono interno, hexágono externo ou cone-morse, em Próteses Parciais Fixas implantossuportadas de três elementos.

2.5 - Material e métodos

Foram utilizados doze implantes de 4 mm x 10mm (Conexão Sistema de Prótese Ltda, São Paulo, SP - Brasil), instalados dois em cada um dos seis modelos em resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA) (Fig. 1), que apresentavam as seguintes dimensões 44 x 22 x 10 mm. A resina fotoelástica foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante.



Fig. 1-Modelo Fotoelástico das Próteses de Três Elementos.



Fig. 2 Matriz de silicone para padronizar a confecção das próteses.



Fig. 3 – Prótese encerada.

Técnicas convencionais de confecção de próteses foram utilizadas para fabricar as próteses fixas com liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus (Sem Berílio), Talladium do Brasil, Curitiba-PR). Para garantir uma padronização das coroas, utilizou-se uma matriz de silicone (Figs. 2 e 3). As mesmas foram confeccionadas sobre os modelos de gesso, a fim de não induzirem tensões nos modelos fotoelásticos (Fig. 4).



Fig. 4- Coroas confeccionadas no modelo de gesso das próteses parciais fixas de três elementos.



Fig. 5-Coroas cimentadas e parafusadas adaptadas aos modelos fotoelásticos.

A prótese foi parafusada ou cimentada com cimento provisório (Temp-bond, Kerr Corporation, CA-USA) em seus respectivos implantes nos modelos fotoelásticos (Fig. 5) e em seguida, colocados em um recipiente de vidro contendo óleo mineral até ficarem totalmente

imersos com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação fotoelástica. Este recipiente foi acoplado a uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC DL-3000) para a aplicação das cargas (Fig. 6). O recipiente foi posicionado entre o filtro polarizador e o filtro analisador. Junto ao filtro polarizador foi acoplado um difusor de luz, permitindo que a fonte de luz branca (Photoflood, GE Ligthing, General Electric Co, Nela Park, Cleveland, OH - USA) incidisse uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico. Entre o filtro polarizador e analisador foi interposto duas placas de $\frac{1}{4}$ de onda.



Fig. 6: Máquina de Ensaio Universal (EMIC – DL 3000), acoplado o polariscópio circular.

O filtro analisador foi acoplado a máquina fotográfica digital (Nikon D80, Nikon Corp - Japan) para a captura das imagens. A partir de então, foram iniciadas as aplicações de cargas axial e oblíqua em ângulo de 45° , de 100N, em pontos fixos, na superfície oclusal de todas as coroas. Para aplicação de carga oblíqua, os modelos foram inseridos em uma mesa universal de delineador com angulação pré-determinada em 45° .

A tensão resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorada e registrada fotograficamente e, subsequente observada em programa gráfico computacional (Adobe Photoshop CS3, Adobe Systems, San Jose, Calif.-USA) com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação tanto da localização como da intensidade/concentração das tensões distribuídas ao redor dos implantes. Para este estudo foi utilizada a técnica da fotoelasticidade quasi-tridimensional. As aplicações de carga foram

Capítulo 1- Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

fotografadas e analisadas de forma qualitativa, levando-se em consideração a distribuição e a direção das tensões, conforme Caputo (1987)³⁶, Clelland (1993)³⁷ e Çehrelli (2004)³⁵: a distribuição das tensões é observada através de franjas isocromáticas e cada ordem de franja é contada pela passagem de franja vermelha e azul, correspondente à primeira ordem de franja, e a divisão entre vermelho e verde corresponde à segunda ordem de franja, e a partir deste ponto, a passagem do rosa para o verde corresponde a uma nova ordem de franja. Os números de franjas indicam a tensão e a magnitude da força, quanto mais perto estiverem as franjas fotoelásticas, maior é a concentração de tensão na área.

2.6 - Resultados

Todos os modelos fotoelásticos apresentavam-se livres de tensão na análise do polariscópio circular, antes da aplicação de carga. O padrão de franjas isocromáticas foi o resultado da força aplicada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Externo – Carga Axial.

Analisando as próteses de três elementos de implante de hexágono externo e prótese parafusada (Figs. 7, 8 e 9), com a aplicação de carga axial no pré-molar (Fig. 7), observamos formação de franjas fotoelásticas com alto nível de tensão, principalmente no ápice do implante do pré-molar, englobando a área de pântico até a região mesial do corpo do implante do molar. Com a aplicação de carga no pântico (Fig. 8), ocorreu concentração de tensões no ápice do implante do pré-molar e nas faces mesial e distal do molar, houve também concentrações de tensões em menor intensidade na região entre implantes. A aplicação de carga no molar (Fig. 9) gerou distribuição de tensões na região entre implantes, porém em menor intensidade que a observada na aplicação de carga no pré-molar e no pântico, apresentando franjas fotoelásticas na região do implante do molar até a região do pescoço, do corpo e principalmente na região apical do mesmo, atingindo a região de pântico até a região distal do implante do pré-molar.

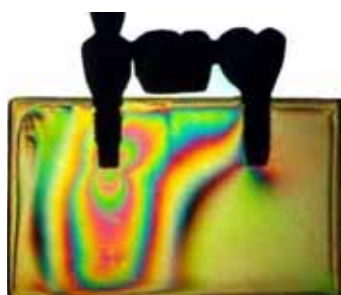


Fig. 7 – Aplicação de carga axial no pré-molar -HE- Prótese Parafusada.

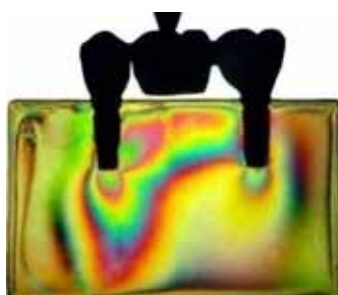


Fig. 8 - Aplicação de carga axial no pântico -HE- Prótese Parafusada.

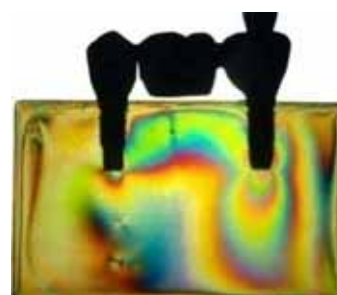


Fig. 9 - Aplicação de carga axial no molar -HE- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Externo – Carga Oblíqua.

Na aplicação de carga oblíqua nas próteses parafusadas com implantes de hexágono externo (Figs. 10, 11 e 12), a aplicação de carga no pré-molar (Fig. 10) apresentou grandes tensões distribuídas por todo o modelo fotoelástico, aumentando o número de franjas com aplicação no pântico (Fig. 11) e no molar (Fig. 12). Observamos que quanto mais posterior foi a aplicação de carga, maior foi a magnitude das tensões apresentadas pelas próteses parafusadas, principalmente na face mesial do pré-molar.

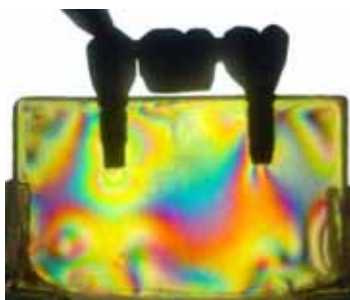


Fig. 10 – Aplicação de carga oblíqua no pré- molar -HE- Prótese Parafusada.



Fig. 11 – Aplicação de carga oblíqua no pântico -HE- Prótese Parafusada.

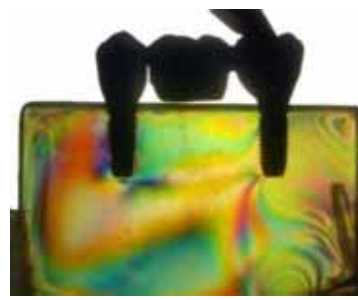


Fig. 12 – Aplicação de carga oblíqua no molar –HE- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Interno – Carga Axial.

Em relação aos implantes de hexágono interno com prótese parafusada, a aplicação de cargas teve resultados mais favoráveis quando comparado aos implantes de hexágono externo. A aplicação de carga axial no pré-molar (Fig. 13) apresentou tensões ao redor do corpo e região apical do implante, porém a região do pescoço do implante não apresentou tensões significativas, ficando estas restritas ao terço médio do implante até a base do modelo fotoelástico. Esta tensão também afetou levemente a área de pântico e região mesial do implante da região molar. A aplicação de carga na região de pântico (Fig. 14) demonstrou distribuição homogênea de tensões entre os implantes, concentrando as franjas fotoelásticas

na região apical de ambos os implantes e de intensidade semelhante. A aplicação de carga na região de molar (Fig. 15) demonstrou apenas tensões na porção do terço médio a apical do implante, deixando a área de pântico e do implante do pré-molar praticamente livre de tensões.

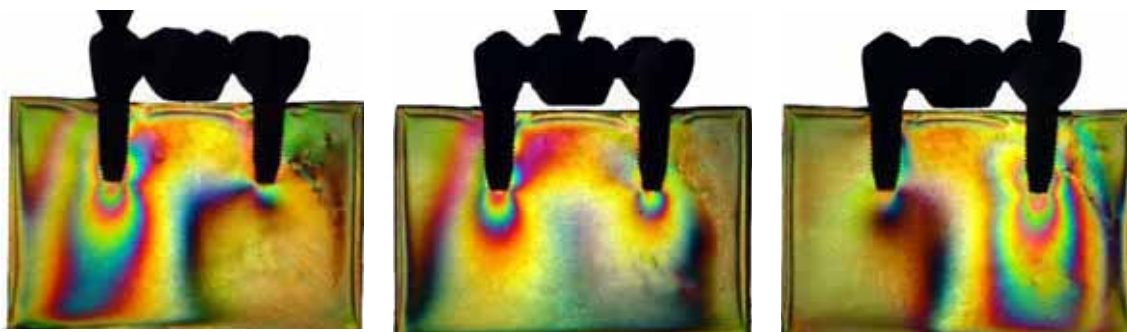


Fig. 13 – Aplicação de carga axial no pré-molar -HI- Prótese Parafusada.

Fig. 14 - Aplicação de carga axial no pântico -HI- Prótese Parafusada.

Fig. 15 - Aplicação de carga axial no molar -HI- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Interno – Carga Oblíqua.

Na aplicação de carga oblíqua nos implantes de hexágono interno com as próteses parafusadas, observamos nitidamente menores níveis de tensão e menor quantidade de franjas fotoelásticas, quando comparado com as próteses parafusadas de hexágono externo e cone-morse. Com a aplicação no pré-molar (Fig. 16), observamos menores níveis de tensão, esta mais concentrada à região do ápice dos implantes. Ao aplicarmos carga no pântico (Fig. 17) e no molar (Fig. 18), observamos a formação de número menor de franjas fotoelásticas e maior espaçamento entre elas, significando menores tensões.

Capítulo 1- Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.



Fig. 16 – Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HI- Prótese Parafusada.

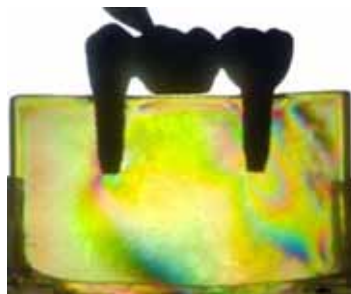


Fig. 17 - Aplicação de carga oblíqua no pântico -HI- Prótese Parafusada.

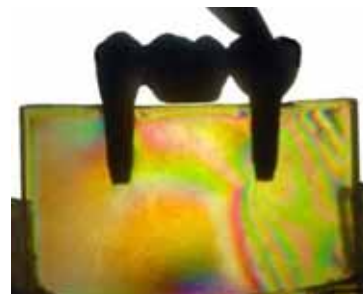


Fig. 18 - Aplicação de carga oblíqua no molar -HI- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Cone-morse – Carga Axial.

Nas próteses parafusadas com implantes do tipo cone-morse com aplicação de carga no pré-molar (Fig. 19), ocorreu grande concentração de franjas na região de terço médio a apical do implante do pré-molar, estendendo-se, em menor intensidade, até a região do molar, principalmente na região distal em todo o corpo do implante. Na aplicação da carga sobre pântico (Fig. 20) houve a formação de franjas fotoelásticas de grande intensidade nos implante do pré-molar, que se apresentou em maior número de franjas e com maior intensidade na região apical do que a região apical do implante do molar. Na aplicação na região do molar (Fig. 21) houve a formação de franjas fotoelásticas na região do terço médio a apical do implante do molar e do pré-molar de forma semelhante.

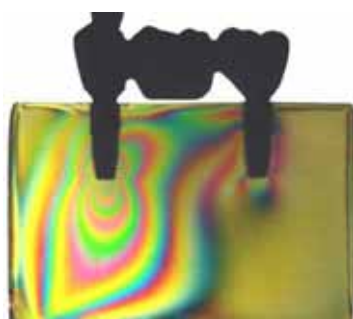


Fig. 19 – Aplicação de carga axial no pré-molar -CM- Prótese Parafusada.

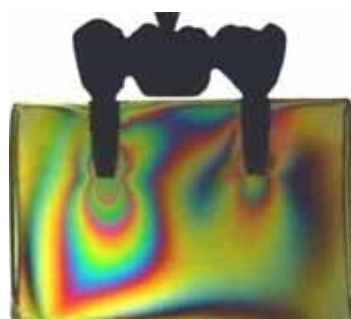


Fig. 20 – Aplicação de carga axial no pântico -CM- Prótese Parafusada.

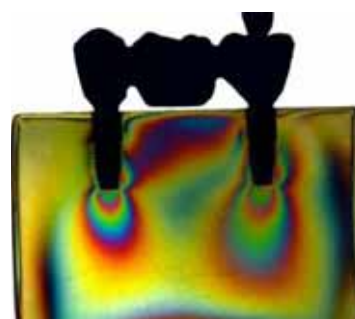


Fig. 21 – Aplicação de carga axial no molar -CM- Prótese Parafusa.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Cone-morse – Carga Oblíqua.

A aplicação de carga oblíqua na região do pré-molar (Fig. 22) apresentou tensões no terço médio e ápice do implante, e em menor intensidade na região do molar, principalmente nas faces mesial e distal do corpo do implante. No pântico (Fig. 23), as tensões foram melhor distribuídas entre os implantes. Na aplicação no molar (Fig. 24) observamos menor número de tensões com menor intensidade quando comparado ao hexágono externo (Fig. 12).

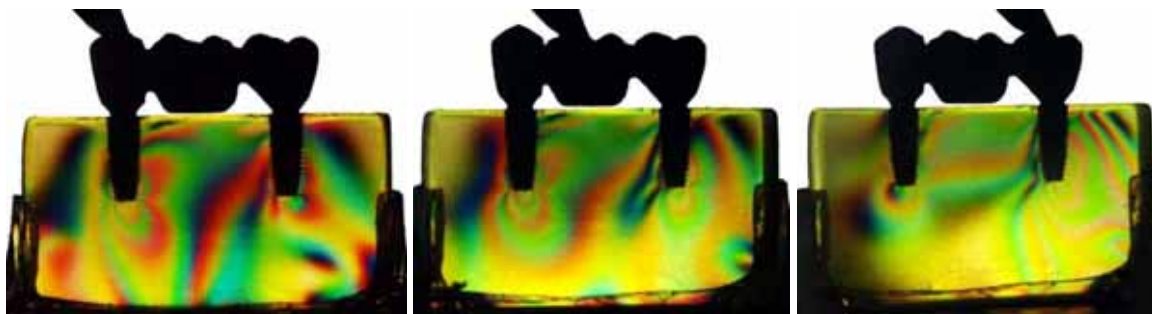


Fig. 22- Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -CM- Prótese Parafusada.

Fig. 23- Aplicação de carga oblíqua no pântico -CM- Prótese Parafusada.

Fig. 24- Aplicação de carga oblíqua no molar -CM- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Cimentada - Hexágono Externo – Carga Axial.

Os implantes de hexágono externo com aplicação de carga axial na região de pré-molar (Fig. 25) apresentou tensões concentradas na região do próprio implante do pré-molar. Quando a aplicação de carga foi realizada na região do pântico (Fig. 26), houve distribuição das tensões na região entre implantes, principalmente na área apical aos implantes, sendo a região apical do pré-molar a mais sobrecarregada. A aplicação de carga na região de molar (Fig. 27) produziu formação de franjas fotoelásticas ao redor de todo o implante do molar desde a região do pescoço até a região apical do implante, seguindo a região de pântico até a região mesial do implante do pré-molar em menor intensidade.

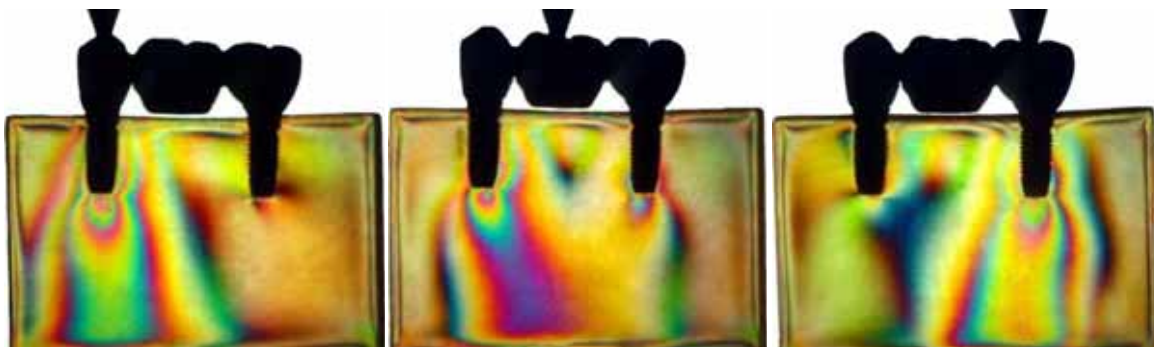


Fig. 25 – Aplicação de carga axial no pré-molar -HE- Prótese Cimentada.

Fig. 26 – Aplicação de carga axial no pântico -HE- Prótese Cimentada.

Fig. 27 – Aplicação de carga axial no molar -HE- Prótese Cimentada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Cimentada - Hexágono Externo – Carga Oblíqua.

A aplicação de carga oblíqua demonstrou aumento no nível de tensão em todos os modelos fotoelásticos de próteses cimentadas do tipo hexágono externo, porém em menor intensidade e melhor distribuídas em comparação às próteses do tipo parafusadas. A aplicação de carga na região de pré-molar (Fig. 28) demonstrou maior nível de tensão na região distal do implante do pré-molar, porém ocorreu sobrecarga em todo o modelo fotoelástico na região de pântico e na região do implante do molar. Com a aplicação de carga no pântico (Fig. 29) houve a formação de franjas fotoelásticas na região do corpo do implante do pré-molar e em maior concentração na região do implante do molar, onde as tensões acumularam-se tanto no corpo quanto no ápice. A aplicação de carga no molar (Fig. 30) demonstrou intensa formação de franjas na região de corpo e ápice do implante do molar, e menor nível de tensão na região de pântico e região do corpo do implante do pré-molar.



Fig. 28 – Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HE- Prótese Cimentada.

Fig. 29 – Aplicação de carga oblíqua no pântico -HE- Prótese Cimentada.

Fig. 30 – Aplicação de carga oblíqua no molar -HE- Prótese Cimentada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Cimentada - Hexágono Interno – Carga Axial.

Na aplicação de carga axial nas próteses implantossuportadas cimentadas com implantes de hexágono interno no pré-molar (Fig. 31) houve sobrecarga na região do implante do pré-molar, apresentando tensões no corpo e na região apical do mesmo e em menor intensidade na região mesial do implante do molar. No pântico (Fig. 32), a tensão foi distribuída entre a região apical dos dois implantes, sendo o do pré-molar mais sobrecarregado que o molar. A aplicação de carga no molar (Fig. 33) produziu formação de franjas fotoelásticas em seu implante, principalmente do terço médio a apical, e na região disto-apical do implante do pré-molar.

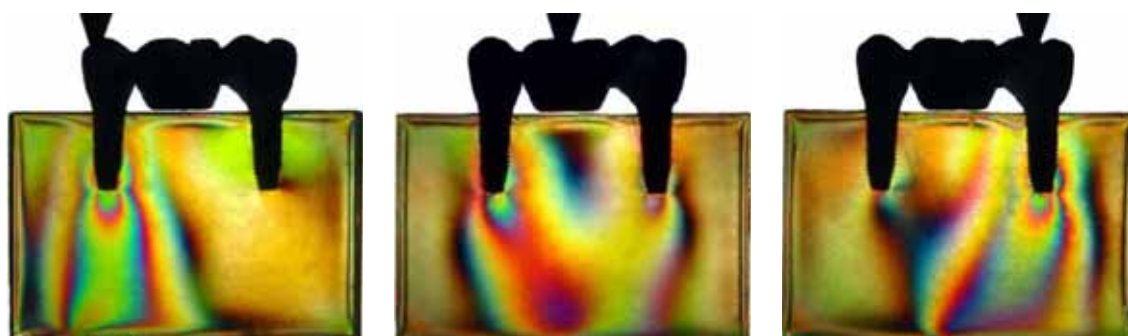


Fig. 31 – Aplicação de carga axial no pré-molar -HI- Prótese Cimentada.

Fig. 32 – Aplicação de carga axial no pântico -HI- Prótese Cimentada.

Fig. 33 – Aplicação de carga axial no molar -HI- Prótese Cimentada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Cimentada- Hexágono Interno – Carga Oblíqua.

A aplicação de carga oblíqua nas próteses implantossuportadas cimentadas com implantes de hexágono interno demonstrou melhor distribuição de tensões quando comparada aos outros sistemas testados, sendo uma situação mais favorável no ponto de vista de distribuição de tensões. A aplicação de carga no pré-molar (Fig. 34) apresentou formação de franjas, principalmente, na região apical e distal do implante do pré-molar, e menores níveis de tensões na região do implante do molar. Todavia, no pântico (Fig. 35), a distribuição de carga ocorreu de forma a sobrecarregar somente a região apical e distal do implante do pré-molar e região mesial e distal do corpo do implante do molar. Na aplicação de carga no molar (Fig. 36) houve formação de franjas fotoelásticas de maior intensidade na região do implante do molar, sendo a região de pântico e do corpo do implante do pré-molar afetadas em menor intensidade.



Fig. 34 – Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -HI- Prótese Cimentada.

Fig. 35 – Aplicação de carga oblíqua no pântico -HI- Prótese Cimentada.

Fig. 36 – Aplicação de carga oblíqua no molar -HI- Prótese Cimentada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Cimentada- Cone -morse – Carga Axial.

A aplicação de carga axial no pré-molar (Fig. 37) demonstrou maior nível de tensão na região do terço médio a apical do implante, apresentando pequenas intensidades de tensão na região do rebordo e região do molar. A aplicação de carga axial no pântico (Fig. 38) apresentou distribuição de tensões na região apical de ambos os implantes, sendo que a região do implante do pré-molar foi mais sobrecarregada. Na região de molar (Fig. 39), a aplicação de

carga demonstrou grande formação de franjas fotoelásticas ao longo do corpo do implante, as quais se estenderam desde a região do pescoço, terço médio e apical do mesmo, porém a região de pântico e a região do pré-molar apresentaram baixos níveis de tensões.

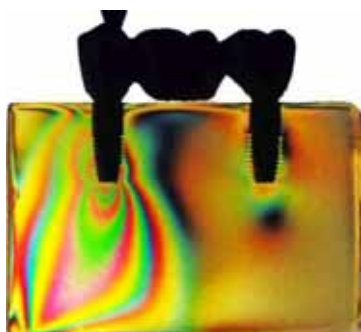


Fig. 37 – Aplicação de carga axial no pré-molar -CM- Prótese Cimentada.

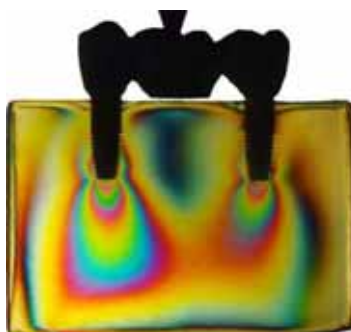


Fig. 38 – Aplicação de carga axial no pântico -CM- Prótese Cimentada.

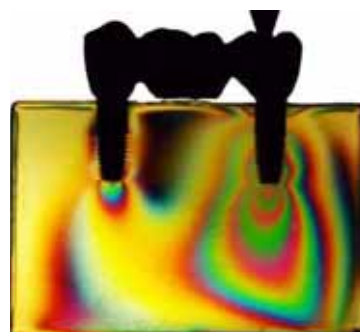


Fig. 39 - Aplicação de carga axial no molar -CM- Prótese Cimentada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Cimentada - Cone-morse – Carga Oblíqua.

A aplicação de carga oblíqua nos implantes do tipo cone-morse com prótese do tipo cimentada demonstrou, com a aplicação de carga no pré-molar (Fig. 40), formação de franjas fotoelásticas de menor intensidade na região apical de ambos os implantes. A aplicação de carga no pântico (Fig. 41) demonstrou a formação de franjas na região apical de ambos os implantes, sendo de maior intensidade na região de molar. A aplicação de carga no molar (Fig. 42) demonstrou maior intensidade de franjas fotoelásticas no local de aplicação e uma menor intensidade de franjas na região apical do implante do pré-molar.

Capítulo 1- Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométricas do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

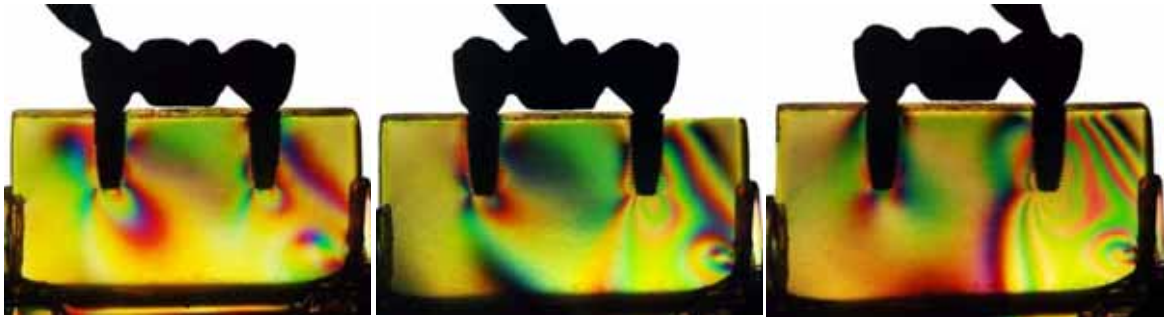


Fig. 40 – Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -CM- Prótese Cimentada.

Fig. 41 – Aplicação de carga oblíqua no pântico -CM- Prótese Cimentada.

Fig. 42 – Aplicação de carga oblíqua no molar -CM- Prótese Cimentada.

2.7 - Discussão

Com o objetivo de alcançar o sucesso da restauração protética a longo prazo, sabe-se que a seleção do sistema de retenção da prótese sobre implante, bem como sua geometria estrutural, devem ser realizadas ainda durante a fase de planejamento, antes da etapa cirúrgica, para determinar o tipo de implante e o seu posicionamento mais adequado de acordo com a situação clínica, a fim de acompanhar o contorno dentário e gengival dos dentes vizinhos e se obter uma estética melhorada. Entretanto, na maioria das situações clínicas o que ocorre é a preferência pela utilização das próteses parafusadas, e somente nos casos em que os implantes foram instalados vestibularizados ou em situações na qual não seja possível a colocação de intermediários inclinados, devido à falta de espaço entre a plataforma do implante e o tecido gengival, é feita a opção pela prótese cimentada. Este estudo demonstrou melhor distribuição das tensões e menor número de franjas fotoelásticas nas próteses do tipo cimentada, indicando que esta situação, do ponto de vista de distribuição de tensões, é mais satisfatória do que o uso das próteses parafusadas. Este resultado está de acordo com os trabalhos de Guichet et al. em 2000¹⁴, de Karl et al. em 2005¹⁹, de Karl et al. em 2006²⁰, e de Pietrabissa et al. em 2000¹⁸, sendo que este último relata que o fato da presença da linha de cimentação pode compensar os erros produzidos durante o processo de confecção, pois o cimento atua como um dissipador de tensões causadas pelas deformidades do desajuste, preservando as estruturas abutment-prótese-implante de grandes tensões.

Entretanto, Weber et al. em 2006¹³, em seu estudo prospectivo de três anos, avaliaram as próteses cimentadas e parafusadas instaladas em 80 pacientes, indicando a utilização das próteses parafusadas em detrimento da cimentada. Os autores relataram que a presença do cimento no sulco gengival pode causar inflamação gengival. Acreditamos que a preferência pela utilização da prótese parafusada, apesar da prótese cimentada ser mais viável do ponto de vista biomecânico, estético e oclusal, se dá, principalmente, ao fato da reversibilidade, da possibilidade de reparos, de manutenção e revisão, permanecendo o uso das próteses cimentadas para os casos nos quais houve erro de instalação dos implantes, devido à negligência ao uso de guia-cirúrgico e ao planejamento reverso.

Da mesma forma que em dentes naturais, o controle de forças oclusais também é de primordial importância para a reabilitação oral sobre implantes. O efeito do excesso de carga poderá ser notado em duas áreas distintas: interface osso-implante e interface implante-abutment. A força axial é transferida para a região intra-óssea, sendo distribuída homogeneamente sobre as espiras do implante, sem prejuízos à região óssea (Rangert et al., 1989⁴). Segundo Bidez e Mish (1992)³⁸ quando forças anguladas ocorrem, estas produzem maiores complicações ao sistema prótese-implante-osso. Segundo, Hebel et al. em 1997¹¹, em uma situação de equilíbrio, as forças oclusais verticais que agem sobre o implante produzirão o carregamento vertical e não forçarão o parafuso, levando ao seu afrouxamento. No caso de forças laterais que agem sobre a prótese implantossuportada, essa força pode causar a quebra ou afrouxamento do parafuso de retenção, podendo levar à perda da osseointegração.

As forças oclusais afetam o osso ao redor do implante e o estresse mecânico pode ter consequência positiva ou negativa para o tecido ósseo, afetando a osseointegração do implante (Isidor, 2006⁸). Na aplicação de carga oblíqua, observamos um aumento de tensão e do número de franjas para todos os sistemas testados, o que vem confirmar os estudos de outros autores que relatam que o carregamento lateral aumenta o esforço na relação óssea (Rangert et al., 1989⁴; Weinberg, 1993¹; Chun et al., 2000²⁵; Brunski, 1988⁹).

O limite de carga que o osso pode responder positivamente não foi determinado, porém, a interface osso-implante parece ser capaz de sobreviver a algum grau de carregamento lateral; entretanto, este está associado a um aumento na incidência de complicações protéticas como o afrouxamento e a ruptura do parafuso (Kallus, 1994³⁹; Kitagawa et al., 2005²⁹). Segundo alguns autores, o carregamento axial é preferido para a relação prótese-implante e osso-implante, e o carregamento oblíquo pode ser prejudicial (Weinberg, 1993¹; Brunski, 1988⁹) tal como foi observado neste estudo, no qual as cargas axiais apresentaram menores níveis de tensão do que as cargas oblíquas.

Analisando a distribuição de tensões em relação ao tipo de conexão de implante, nosso estudo demonstrou que a conexão do tipo hexágono interno apresentou melhor distribuição

das tensões, demonstrando ser, do ponto de vista biomecânico, uma situação mais favorável que a utilização de implantes do tipo hexágono externo e cone-morse. Estes achados vêm de acordo com o estudo promovido por Balfour et al em 1995³⁴, que avaliaram as conexões cone-morse, hexágono interno e externo, em testes de fadiga e de torção em unitários, e demonstraram superioridade do hexágono interno em relação aos outros sistemas de conexões. Já o estudo promovido por Çehrelli et al em 2004³⁵, pela metodologia da fotoelasticidade e strain gauge, utilizando as mesmas conexões de implantes de nosso estudo, com aplicação de carga axial e oblíqua a 20°, não encontraram diferença entre os sistemas testados em ambas as aplicações de carga, diferentemente dos achados de nosso estudo no qual observamos diferenças entre as aplicações de carga axial e oblíqua, porém, os autores aplicaram a carga nos intermediários e não em coroas como no presente estudo.

Trabalhos elaborados por Maeda et al. em 2006²⁶, e Chun et al. em 2006²⁵, analisando hexágono externo e interno, tiveram como resultados comportamentos semelhantes aos encontrados na presente análise, pois mostram que as conexões internas distribuem melhor as tensões que as externas, porém esses trabalhos foram elaborados com metodologias diferentes do presente estudo e elaborados em implantes unitários. Esse resultado se dá, provavelmente, devido à estabilidade da interface implante/pilar relacionada com as conexões internas, onde as paredes do pilar estão em contato com a superfície interna do implante, diminuindo a possibilidade de micro movimentos durante as cargas (Binon, 2000²⁴; Chun et al., 2006²⁵, Maeda et al., 2006²⁶).

Os trabalhos de Norton et al. em 1997²⁷, Merz et al. em 2000³⁰, Kraisat et al. em 2002²⁸, Bozkaya et al. em 2004³³, que avaliaram, em diferentes metodologias, a relação entre hexágono externo e cone-morse unitários, e concluíram que as conexões do tipo cone-morse suportam e distribuem melhor as forças laterais do que os implantes de conexão externa. Estes resultados corroboram parcialmente com nosso estudo, pois a conexão cone-morse apresentou melhor distribuição de tensões nos casos de prótese implantossuportada de três elementos parafusadas durante a aplicação de carga oblíqua, contudo nas outras aplicações, como nas próteses cimentadas com carga axial e oblíqua e nas próteses parafusadas, a

conexão de hexágono externo apresentou melhor distribuição de tensões. Nosso estudo avaliou a distribuição de tensões em próteses implantossuportadas de três elementos com carga axial e oblíqua a 45°, e não em unitárias e com aplicação de carga lateral como nos artigos acima citado. Apesar da conexão cone-morse ter apresentado em nosso estudo distribuição de tensões desfavorável, do ponto de vista biomecânico, em relação às outras conexões do implante, clinicamente, esse tipo de conexão cone-morse demonstra poucas complicações mecânicas (Mangano & Bartolucci 2001³¹) e em estudo clínico entre pacientes com implantes de hexágono externo e cone-morse, também não apresentou diferenças (Astrand et al., 2004⁴⁰).

Forças oblíquas e compressivas geradas pelos movimentos mastigatórios reduzem a pré-carga do parafuso, diminuindo sua retenção (Kitagawa et al., 2005²⁹). Esta situação não ocorre em implantes com conexões cone-morse, onde a força mastigatória atua na direção de inserção do pilar, ajudando a reforçar sua conexão (Bozkaya & Muftu, 2003)⁴¹. O resultado apresentado neste estudo com relação à conexão cone-morse, se dá provavelmente pelo fato de que estes implantes são melhores indicados para situações clínicas de prótese implantossuportada unitária, e não como prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos, tendo em vista a dificuldade de passividade e dificuldade de ajuste entre as diferenças de angulações entre os implantes nestas situações. Desta forma, parece que a melhor indicação para os casos de prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos é a utilização dos implantes de hexágono interno.

Em relação à transmissão de carga na região de pântico, Karl et al. em 2005¹⁹ avaliaram próteses fixas de três elementos parafusadas e cimentadas, através da metodologia do strain gauges, e concluíram que as próteses cimentadas desenvolvem menores níveis de tensão do que as próteses parafusadas, o que está de acordo com os achados deste estudo, pois, na interpretação da aplicação de carga somente na região de pântico, observou-se também um menor nível de tensão e de concentração de franjas fotoelásticas, demonstrando uma melhor distribuição das tensões nas próteses do tipo cimentada, tanto na aplicação de carga axial quanto na aplicação de carga oblíqua. Segundo esses autores, isso pode ser

atribuído ao fato da presença de cimento interposto entre a prótese e o abutment, compensando as imperfeições que a prótese pode ter adquirido no processo de fundição, o que nos parece uma hipótese válida. Outro estudo, também do mesmo autor, em 2006²⁰, com a mesma metodologia, porém *in vivo*, com prótese parcial fixa de cinco elementos, também vem confirmar nossos achados com relação à distribuição de tensão na região de pântico.

Sabe-se o que a utilização do sistema de retenção cimentada ainda é pouco explorada, porém, demonstrou ser a situação mais favorável do ponto de vista biomecânico, assim como a utilização de implantes de conexão interna. Mais estudos são necessários para a compreensão da associação dos sistemas de retenção protética com os diferentes tipos de conexões do implante, aprimorando o planejamento cirúrgico-protético.

2.8 - Conclusão

A partir da metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- ✓ Houve tendência de melhor distribuição de tensões e menor intensidade das tensões nas próteses implantossuportadas cimentadas.

- ✓ O implante do tipo hexágono interno foi o que melhor distribuiu as tensões das próteses do tipo cimentadas e das próteses parafusadas.

- ✓ Houve aumento das tensões todos os modelos fotoelásticos quando a aplicação de carga foi oblíqua.

Agradecimentos:

*Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, Processo Nº: 07/55061-

3.

*Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

2.9 - Referências

1. Weinberg LA: The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.
2. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998;80(5):559-564.
3. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-848.
4. Rangert BO, Jemt T, Jorneus L. Force and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-247.
5. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent* 1993;69(4): 386-390.
6. Monteith BD. Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: a computerized aid to design. *J Prosthet Dent* 1993;69(5):495-502.
7. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol* 2000; 1998;17:119-124.
8. Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:8-18.
9. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97.
10. Misch CE. *Prótese sobre implantes*. São Paulo: Ed. Santos; 2006.
11. Hebel KS, Gajjar R. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77:28-35.
12. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 2006; 201:501-507.

13. Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:375-379.
14. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:239-246.
15. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant supported screw versus cement retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater* 2007; 23:296- 301.
16. Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:578-580.
17. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15:66-75.
18. Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11(5): 448–457.
19. Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Heckmann SM. Strain situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dent* 2005;14:157-164.
20. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vitro stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implants FPDs. *J Prosthodont* 2006; 15:20-24.
21. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:466–473.
22. Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prosthesis: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14:137-141.

23. Salvi GE, Lang NP. Changing paradigms in implant dentistry. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12:262-272.
24. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(1):76-94.
25. 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; 21:195-202.
26. Maeda Y, Sato T, Sogo M. In Vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006;33:75-78.
27. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8:290-298.
28. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88:604-610.
- 29 Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res Biomater.* 2005 75:457-63
30. 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(4): 519-526.
31. Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;6(5):675-680.
32. Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-591

33. 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;92(6):523-530
34. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent*. 1995 73:36-43.
35. Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004;15(2):249-257.
36. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence;Chicago 1987.
37. 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):541-548.
38. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18(3):264-274.
39. Kallus T, Bessing C: Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:169-178.
40. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Bränemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin. Oral Implants. Res.*2004;15(4):413-420.
41. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36(11):1649-165.

Capítulo 2 – Análise fotoelástica da distribuição de tensões por diferentes configurações geométricas do implante em prótese parcial fixa parafusadas unitárias e múltiplas.

Capítulo 2 - Análise fotoelástica da distribuição de tensões por diferentes configurações geométricas do implante em Próteses Parciais Fixas parafusadas unitárias e múltiplas.

3.1 - Resumo

A seleção da geometria estrutural do implante é um dos fatores determinantes na manutenção da estabilidade da interface implante-prótese. Objetivo: a proposta deste estudo foi analisar, através da metodologia da fotoelasticidade, a distribuição de tensões nos implantes do tipo hexágono externo, hexágono interno e cone-morse em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos e unitárias. Método: Foram confeccionados seis modelos em resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA) de próteses parciais fixas implantossuportadas, três modelos para prótese unitária e três modelos de prótese de três elementos, sendo um modelo para cada tipo de conexão: hexágono interno, hexágono externo e cone-morse nos dois tipos de prótese. Todos os implantes eram 4,00 x 10 mm (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo-SP – Brasil), as próteses de três elementos eram formadas por implantes situados um na região do segundo pré-molar e outro na região do segundo molar. As próteses foram construídas de forma padronizada e em liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus -sem Berílio, Talladium do Brasil, Curitiba- PR- Brasil). Foi utilizado um polariscópio circular e aplicado cargas axial e oblíqua em 45° de 100 N em Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000). As tensões foram analisadas de forma qualitativa em programa computacional (Adobe Photoshop CS3, Adobe Systems, San Jose - Calif.). Resultados: O implante do tipo hexágono interno apresentou tendência de melhor distribuição de tensões e de menor intensidade de franjas, seguido em ordem decrescente pelo hexágono externo e cone-morse para os modelos com próteses de 3 elementos. Para os implantes unitários o implante que melhor distribuiu as tensões foi o cone-morse, seguido pelo hexágono interno e externo. A aplicação de carga oblíqua demonstrou aumento no número de franjas fotoelásticas em todos os modelos testados. Conclusão: O implante de hexágono interno demonstrou ser mais favorável para as próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos, do ponto de vista biomecânico, e o cone-morse para as próteses implantossuportadas unitárias. A aplicação de carga oblíqua demonstrou ser desfavorável em todos os sistemas e configurações testadas.

Palavras-chave: Implantes dentários. Prótese parcial fixa. Prótese dentária fixada por implante. Implantes dentários para um único dente.

Photoelastic analysis of the stress distribution by different geometrical configurations of the implant in single tooth fixed partial prostheses and in multiple prostheses.

3.2 - Abstract

The selection of the implant's structural geometry is one of the determining factors in maintaining the stability of the implant-prosthesis interface. The purpose of this study was to analyze, using the photoelasticity methodology, the distribution of stress on the implants: external hexagon type, internal hexagon type and morse taper type, all them in partial fixed prostheses of three elements and also in dental implant single tooth. Methods: six models were manufactured in PL-2 photoelastic resin (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, NC USA), three for dental prosthesis implant-supported of three elements, each model with two implants 4.00 x 10 mm (Conexao System for Prosthesis, Sao Paulo-SP – Brazil), one placed at the second premolar region and other at the second molar, one for each type of implant connection: external hexagon, internal hexagon and morse taper; and three models of dental implant single tooth, one for each type of implant. The prostheses were constructed in a standardized way with Ni-Cr alloy (Fit Cast –SB Plus - without Beryllium - Talladium Brasil, Curitiba-PR-Brazil). A circular polariscopy was used and a Universal Testing Machine (EMIC DL-3000) applied axial and oblique loads of 100N in a 45° angle. The stress was qualitatively analyzed in software (Adobe Photoshop CS3, Adobe Systems, San Jose - Calif.). Results: the internal hexagon implant-type tended to have better distribution of stress and lower intensity of fringes, followed in descending order by the external hexagon and morse taper for models with prostheses of 3-FDP. In the case of the dental implant single tooth the implant which better distributed the stress was the morse taper, followed by internal hexagon and external hexagon. The application of oblique loading showed an increase in the number of photoelastic fringes in all tested models. Conclusion: the internal hexagon implant showed to be more favorable for 3-FDPs , and morse taper for single FDP, both from a biomechanical point of view. The application of oblique load showed to be unfavorable in all systems and configurations tested.

Keywords: dental implants. prosthesis partial fixed. dental prosthesis implant-supported. dental implants single tooth.

3.3 - Introdução

Com a previsibilidade e longevidade relacionadas à osseointegração, o tratamento com implantes dentários vem sendo cada vez mais utilizado. Esse fato, associado ao aumento da expectativa de vida e da exigência estética e funcional dos pacientes, aliado ao custo cada vez mais acessível desta modalidade de tratamento reabilitador, tornou-se uma realidade na Odontologia moderna.

A implantodontia passou a ser reconhecida com o advento da osseointegração a partir da década de 80, com a divulgação do protocolo estabelecido por Bränemark¹. A osseointegração foi definida como uma conexão direta, estrutural e funcional entre o osso vital organizado e a superfície de um implante de titânio capaz de receber carga funcional. Desde então, houve uma evolução contínua proporcionando significativa melhora no restabelecimento da saúde bucal, da função e da estética nos tratamentos odontológicos (Weber et al., 2006).²

Por outro lado, em função do pequeno grau de movimentação dos implantes no tecido ósseo (5µm) (Misch, 2006)³, certos paradigmas vêm sendo questionados a respeito desta modalidade restauradora, como a resposta biomecânica da restauração em função da distribuição das tensões nas estruturas de suporte, a importância da seleção do sistema de conexão e qual a influência do tipo e formato do implante indicado para cada situação clínica em relação à sobrecarga aos elementos de suporte.

Com o objetivo de alcançar o sucesso a longo prazo da restauração protética, sabe-se que a seleção do sistema de retenção da prótese sobre implante, bem como sua geometria estrutural devem ser realizadas ainda durante o planejamento, antes da etapa cirúrgica, para determinar o tipo de implante e o seu posicionamento mais adequado de acordo com a situação clínica, a fim de acompanhar o contorno dentário e gengival dos dentes vizinhos e de se obter estética melhorada.

Com a crescente utilização dos implantes osseointegrados, surgiram determinadas situações em que sua aplicação tornava-se difícil, tanto pelas limitações estéticas quanto pelas limitações mecânicas de determinados componentes, como por exemplo, afrouxamento ou perda do parafuso de retenção (Carlsson, 1994⁴; Cox, 1987⁵; Eckert et al., 2000⁶; Goodacre et al., 1999⁷; Haas et al., 1995⁸; Henry et al., 1996⁹).

A configuração geométrica estrutural da conexão dos implantes também tem sido mencionada como uma condição diferencial na manutenção da estabilidade da interface implante/prótese (Balfour et al., 1995)¹⁰. Assim, existem diferentes formas de conexão entre o pilar e o implante: conexão de hexágono externo, de hexágono interno e conexão cone-morse (Maeda et al, 2006)¹¹.

Uma maior estabilidade da interface implante/pilar está relacionada a conexões internas, onde as paredes do pilar estão em contato com a superfície interna do implante diminuindo a possibilidade de micro movimentos durante as cargas (Binon, 2000)¹². Nesse sentido, estudos experimentais de cargas estática e dinâmica, utilizando diferentes tipos de conexão externa e interna, têm mostrado uma melhora significativa no comportamento biomecânico da conexão interna (Binon, 2000¹²; Rangert et al., 1989¹³).

Os tipos de conexões hexágonos interno e o cone-morse trouxeram um grande avanço na eliminação do tráfego de micro-organismos entre conexões e a face interna do implante, garantindo a estabilidade da crista óssea ao redor do implante osseointegrado. Este tipo de conexão resulta em uma alta resistência à flexão e ao torque rotacional durante a função clínica garantindo a total passividade dos parafusos, impedindo solturas, afrouxamentos e possíveis fraturas ao longo do uso pelos pacientes. A conexão de hexágono externo consiste de encaixe entre o hexágono externo presente no espelho do implante. Na conexão interna, a interface pilar/implante é interna ao implante e o mesmo acontece com a conexão cone-morse, mas este tipo de encaixe se faz mais preciso devido à conicidade das partes articulares. Os três tipos de conexões existentes apresentam vantagens e desvantagens (Maeda et al., 2006).¹¹

A conexão externa foi a primeira a ser utilizada. Inicialmente este hexágono foi desenhado para levar o implante ao leito cirúrgico. As principais vantagens deste tipo de conexão são obtidas na fase protética, em que uma conexão mais estável entre o implante e a restauração é necessária. O mecanismo anti-rotacional desta conexão é importante para estabilizar a correta angulação dos pilares, fundamental em restaurações unitárias (Lazzara, 1991).¹⁴ Apresenta maior número de opções protéticas e o maior número de profissionais com o domínio da técnica. Sua melhor indicação seria para os casos de próteses múltiplas, incluindo os protocolos de carga imediata. Quando bem

utilizada pode-se realizar todo tipo de tratamento, com custo inferior ao das demais conexões. O assentamento do parafuso de retenção e encaixe preciso dos hexágonos são críticos para a estabilidade ao longo do tempo da restauração protética, visto que a restauração unitária é estabilizada por meio do hexágono localizado na região coronal do implante.

As conexões internas apresentam excelentes resultados para os casos de próteses unitárias parafusadas ou cimentadas, mas também, pode ser utilizada em próteses múltiplas, com bom paralelismo ou utilizando intermediários semelhantes aos do hexágono externo. O centro de fixação do parafuso é unido às paredes do implante e é protegido pelo 1,7mm de hexágono do pilar. Dessa forma, forças laterais são transmitidas diretamente às paredes do implante devido ao comprimento e ao íntimo contato entre os hexágonos (Niznick, 1991).¹⁵

As conexões cone-morse têm como vantagem as próteses unitárias cimentadas, já que após o torque o componente protético dificilmente se afrouxará. Apresenta, porém, menos soluções protéticas, maior custo e menor domínio de técnica por parte dos profissionais, sendo sua principal indicação para as próteses cimentadas unitárias posteriores.

Em próteses fixas sobre múltiplos implantes a estrutura rígida garantiria adequada distribuição de forças evitando concentração de tensões sobre determinado implante, mas qualquer falha na adaptação pode resultar em estresses na própria estrutura, nos implantes ou no tecido ósseo (Skalak, 1983¹⁶).

Na literatura encontram-se trabalhos abordando a conexão cone-morse quanto à resistência flexão (Norton, 1997¹⁷), resistência à fadiga (Khraisat et al., 2002¹⁸; Çehreli et al., 2004¹⁹), micro-movimentação da conexão implante/pilar em ensaio com elementos finitos (Kitagawa et al., 2005²⁰), propriedades mecânicas em elementos finitos (Merz et al., 2000²¹), e complicações mecânicas in vivo (Mangano e Bartollucci, 2001²²).

A avaliação biomecânica da geometria do implante torna-se fundamental, visto que os implantes foram desenvolvidos para suportarem forças durante sua função. Alguns trabalhos avaliaram diferentes desenhos dos implantes (Möllersten et al., 1997²³; Chee, 2006²⁴; Bozkaya et al., 2004²⁵), porém, ainda existem poucas pesquisas científicas que analisaram a relação entre diferentes conexões do implante (Balfour et al., 1995¹⁰; Çehreli et al., 2004²⁶).

O estudo das tensões entre as estruturas de suporte e implantes tem sido realizado para prevenir falha da estrutura protética ou do próprio implante. As formas de avaliação da transferência de tensão são: elementos finitos, strain gauge, e fotoelasticidade, que permitem prever a resposta mecânica de uma estrutura simulada mediante um esforço. Entre as metodologias utilizadas, a fotoelasticidade tem sido extensivamente usada para avaliar as características de transferência de força e carga dos implantes orais suportando próteses fixas e removíveis. É um método já testado, viável, de relativa facilidade de construção dos modelos e de interpretação dos resultados (Caputo, 1987²⁷). Sua grande vantagem é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, enquanto outros métodos analíticos requererem gráficos e esquema de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos. Outro aspecto favorável da técnica é a possibilidade da realização de análises de distribuição de forças em corpos de morfologia complexa, para os quais os métodos analíticos puramente matemáticos são de difícil aplicação ou até mesmo impraticável.

Este método baseia-se no fenômeno da passagem de luz polarizada através de um modelo de configuração geométrica arbitrária e na geração de padrões coloridos que são as franjas isocromáticas. Estas franjas são observadas no polariscópio e é proporcional à tensão sofrida pela parte analisada.

3.4 - Proposição

O objetivo neste estudo foi avaliar, por meio da metodologia da fotoelasticidade, a distribuição das tensões de diferentes desenhos estruturais internos dos implantes: hexágono interno, hexágono externo e cone-morse, em Prótese Parciais Fixas parafusadas unitárias e múltiplas.

3.5 - Material e métodos

Foram utilizados nove implantes de 4 mm x 10mm (Conexão Sistema de Prótese, São Paulo-Brasil), instalados dois em cada modelo de próteses de três elementos de resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA) cujas dimensão eram de 44 x 22 x 10 mm (Fig. 1). Três implantes foram instalados nos modelo unitários de dimensões correspondentes a 22 x 22x 10 mm (Fig. 2). A resina fotoelástica foi manipulada de acordo com as instruções do fabricante.



Fig. 1-Modelo fotoelástico das Próteses Parciais Fixas múltiplas.



Fig. 2. Modelo Fotoelástico das Próteses Parciais Fixas Unitárias.



Fig. 3 – Matriz de silicone para padronizar a confecção das próteses.

Técnicas convencionais de confecção de próteses foram utilizadas para fabricar as próteses fixas com liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus (Sem Berílio), Talladium do Brasil, Curitiba- PR). Para garantir uma padronização das coroas utilizou-se uma matriz de silicone (Figs. 3 e 4). As próteses foram confeccionadas sobre os modelos de gesso a fim de não induzirem tensões nos modelos fotoelásticos (Figs. 5 e 6).



Fig. 4- Coroas confeccionadas sobre o modelo de gesso das próteses parciais fixas múltiplas.



Fig. 5-Coroas metálicas confeccionadas sobre o modelo de gesso.



Fig. 6 – Coroas metálicas múltiplas confeccionadas sobre o modelo de gesso.

As próteses foram parafusadas em seu respectivo implante no modelo fotoelástico (Figs. 7 e 8) e em seguida, posicionados em um dispositivo aplicador de cargas.



Fig. 7- Coroas metálicas unitárias parafusadas nos modelos fotoelásticos.



Fig. 8- Coroas metálicas múltiplas nos modelos fotoelásticos.

Os modelos fotoelásticos foram, então, colocados em recipiente de vidro contendo óleo mineral até que o modelo ficasse totalmente imerso, com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação fotoelástica. Este recipiente foi acoplado a uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC DL-3000) para a aplicação das cargas (Fig. 9). O recipiente foi posicionado entre um filtro polarizador e outro filtro analisador. Junto ao filtro polarizador foi acoplado um difusor de luz, o qual permitiu que uma fonte de luz branca (Photoflood, GE Lighting, General Electric Co, Nela Park, Cleveland, OH - USA) recaísse uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico. Entre o filtro polarizador e analisador foram interpostas duas placas de $\frac{1}{4}$ de onda.



Fig. 9: Máquina de Ensaio Universal (EMIC – DL 3000), acoplado o polariscópio circular.

O filtro analisador foi acoplado a uma máquina fotográfica digital (Nikon D-80, Nikon Corp, Tóquio-Japan) para a captura das imagens. A partir de então, foram iniciadas as aplicações de

cargas, axial e oblíqua em um ângulo de 45° com 100N, em pontos fixos, na superfície oclusal de todas as coroas. Para aplicação de carga oblíqua, os modelos foram inseridos em uma mesa universal de delineador com angulação pré-determinada em 45°.

A tensão resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorada e registrada fotograficamente e subseqüentemente analisada em programa gráfico de computador (Adobe Photoshop CS3, Adobe Systems, San Jose - Calif.) com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação, tanto da localização como da intensidade/concentração das tensões distribuídas ao redor dos implantes. Para este estudo foi utilizada a técnica de fotoelasticidade quasi-tridimensional. A tensão resultante das aplicações de carga foi fotografada e analisada de forma qualitativa, levando em consideração a distribuição e a direção das mesmas, conforme Caputo, 1987²⁷, Clelland, 1993²⁸ e Çehrelli, 2004²⁶: onde a distribuição das tensões é observada através de franjas isocromáticas e cada ordem de franja é contada pela passagem de franja vermelha e azul, correspondente à primeira ordem de franjas, e a divisão entre vermelho e verde corresponde à segunda ordem de franja. A partir deste ponto a passagem do rosa para o verde corresponde a uma nova ordem de franja. Os números de franjas indicam a tensão e a magnitude da força, e quanto mais perto estiverem às franjas fotoelásticas umas das outras, maior é a concentração de tensão na área.

3.6 - Resultados

Todos os modelos fotoelásticos apresentavam-se livres de tensão dentro do polariscópio circular, antes da aplicação de carga. O padrão de franjas isocromáticas foi o resultado da força aplicada.

Próteses Parciais Fixas Implantossuportadas unitárias – Carga Axial

Analisando a aplicação de carga axial das próteses parafusadas, podemos observar que os implantes de hexágono externo (Fig. 10) e interno (Fig. 11) apresentaram o mesmo padrão de distribuição de tensões, porém observamos no implante de hexágono interno (Fig. 11) concentração das tensões menor no corpo do implante e mais centralizada em direção apical. O implante conemorse (Fig. 12) foi mais favorável por apresentar uma ordem de franja a menos, e por apresentar as tensões mais centralizadas em seu ápice e menos concentradas no corpo do implante, nas faces mesial e distal.



Fig. 10- Modelo de prótese unitária -HE- parafusada -carga axial.



Fig. 11- Modelo de prótese unitária -HI- parafusada -carga axial.



Fig. 12- Modelo de prótese unitária -CM- parafusada -carga axial.

Próteses Parciais Fixas Implantossuportadas Unitárias- Carga Oblíqua

A aplicação de carga oblíqua demonstrou em todos os modelos uma maior quantidade de franjas fotoelásticas, provando ser uma situação mais desfavorável.

Para as próteses parafusadas de hexágono externo (Fig.13), ocorreu grande intensidade de concentração de tensões em todo o corpo do implante na face mesial e grande número de franjas

fotoelásticas na face distal. No implante de hexágono interno (Fig. 14), a situação é mais favorável, pois diminui a intensidade das tensões na face mesial e na face distal do implante, apresentando menor número de franjas fotoelásticas. O cone-morse (Fig. 15) apresentou padrão de distribuição intermediário entre os implantes testados.



Fig. 13- Modelo unitário –HE- parafusada - carga oblíqua.



Fig. 14- Modelo unitário –HI- parafusada - carga oblíqua.



Fig. 15- Modelo unitário –CM- parafusada - carga oblíqua.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Externo – Carga Axial.

Analisando as próteses de três elementos de implante de hexágono externo (Figs. 16, 17 e 18), com a aplicação de carga axial no pré-molar (Fig. 16), observamos formação de franjas fotoelásticas com alto nível de tensão, principalmente no ápice do implante do pré-molar, englobando a área de pântico até a região mesial do corpo do implante do molar. Com a aplicação de carga no pântico (Fig. 17), ocorreu concentração de tensões no ápice do implante do pré-molar e nas faces mesial e distal implante do molar. Houve também concentrações de tensões em menor intensidade na região entre implantes. A aplicação de carga no molar (Fig. 18) apresentou franjas fotoelásticas na região do implante do molar englobando o pescoço, o corpo e principalmente sua região apical, atingindo a região de pântico até a região distal do implante do pré-molar.

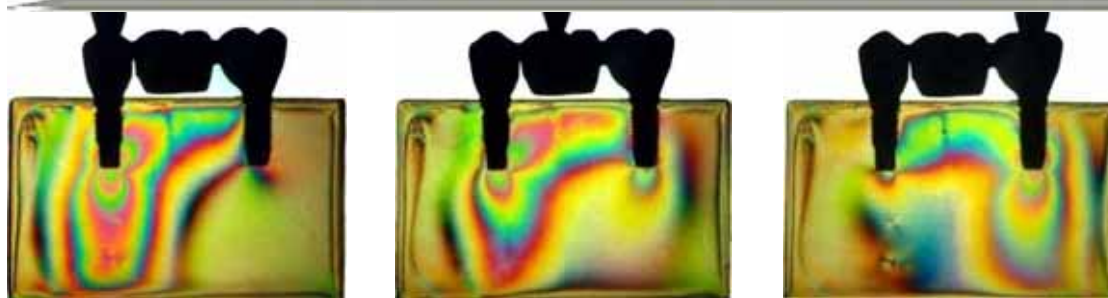


Fig. 16 – Aplicação de carga axial no pré-molar -HE- Prótese Parafusada.

Fig. 17 - Aplicação de carga axial no pântico -HE- Prótese Parafusada.

Fig. 18 - Aplicação de carga axial no molar -HE- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Externo – Carga Oblíqua.

Na aplicação de carga oblíqua (Figs. 19, 20 e 21), a aplicação de carga no pré-molar (Fig. 19) apresentou grandes tensões distribuídas por todo o modelo fotoelástico, aumentando o número de franjas com aplicação no pântico (Fig. 20) e no molar (Fig. 21). Observamos que quanto mais para a região posterior foi a aplicação de carga, maior foi a magnitude das tensões apresentadas pelas próteses parafusadas, principalmente na face mesial do pré-molar.



Fig. 19 – Aplicação de carga oblíqua no pré- molar -HE- Prótese Parafusada.

Fig. 20 – Aplicação de carga oblíqua no pântico -HE- Prótese Parafusada.

Fig. 21 – Aplicação de carga oblíqua no molar –HE- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Interno- Carga Axial.

Em relação aos implantes de hexágono interno, a aplicação de cargas teve resultados mais favoráveis quando comparada aos implantes de hexágono externo. A aplicação de carga axial no pré-molar (Fig. 22) revelou tensões ao redor do corpo e região apical do implante, porém a região do

pescoço não apresentou tensões significativas, ficando, estas, restritas ao terço médio do implante até a base do modelo fotoelástico. Esta tensão também afetou levemente a área de pântico e região mesial do implante da região molar. A aplicação de carga na região de pântico (Fig. 23) demonstrou distribuição homogênea de tensões entre os implantes, concentrando as franjas fotoelásticas na região apical de ambos os implantes e de intensidade semelhante. A aplicação de carga na região de molar (Fig. 24) demonstrou apenas tensões no terço médio a apical do implante, deixando a área de pântico e do implante do pré-molar praticamente livre de tensões.

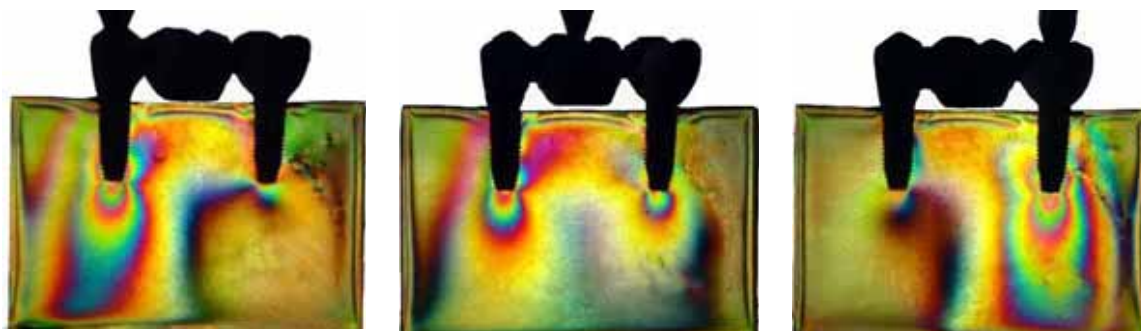


Fig. 22 – Aplicação de carga axial no pré-molar -HI- Prótese Parafusada.

Fig. 23 - Aplicação de carga axial no pântico -HI- Prótese Parafusada.

Fig. 24 - Aplicação de carga axial no molar -HI- Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada- Hexágono Interno - Carga Oblíqua.

Quando da aplicação de carga oblíqua nos implantes de hexágono interno, observamos nitidamente menores níveis de tensão e menor quantidade de franjas fotoelásticas quando comparado às próteses parafusadas dos implantes de hexágono externo e de cone-morse. A aplicação de carga no pré-molar (Fig. 25) apresentou menores níveis de tensão e mais restrita à região do ápice do implante. Ao aplicarmos carga no pântico (Fig. 26) e no molar (Fig. 27), observamos a formação de menor número de franjas fotoelásticas e maior espaçamento entre elas, significando menores tensões.



Fig. 25 – Aplicação de carga oblíqua no pré-molar - HI - Prótese Parafusada.



Fig. 26 - Aplicação de carga oblíqua no pântico - HI - Prótese Parafusada.



Fig. 27 - Aplicação de carga oblíqua no molar - HI - Prótese Parafusada.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada - Cone-morse –Carga Axial

Na aplicação de carga axial no pré-molar na conexão tipo cone-morse (Fig. 28) ocorreu grande concentração de franjas na região de terço médio a apical do implante do pré-molar, estendendo, em menor intensidade, até a região do molar, principalmente na região distal em todo o corpo do implante. Quando da aplicação de carga no pântico (Fig. 29) houve a formação de franjas fotoelásticas de grande intensidade no implante do pré-molar, que se apresentou em maior número de franjas e com maior intensidade na região apical do que a região apical do implante do molar. Com a aplicação na região do molar (Fig. 30), houve a formação de franjas fotoelásticas no terço médio a apical do implante do molar e do pré-molar de forma semelhante.

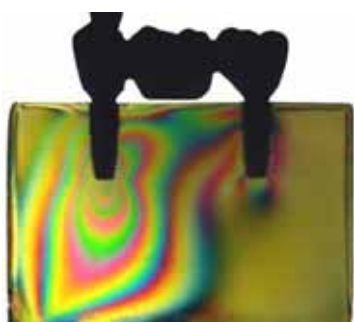


Fig. 28 – Aplicação de carga axial no pré-molar -CM- Prótese Parafusada.

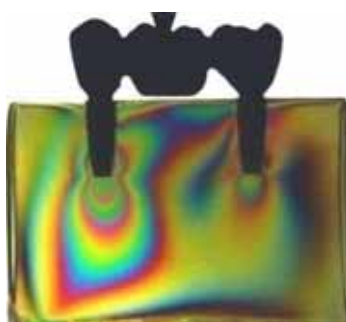


Fig. 29 – Aplicação de carga axial no Pântico -CM- Prótese Parafusada.

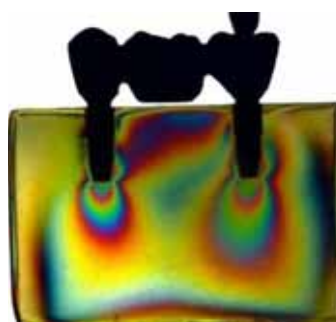


Fig. 30 – Aplicação de carga axial no molar -CM- Prótese Parafusa.

Prótese Parcial Fixa Implantossuportada de 3 elementos Parafusada - Cone-morse - Carga Oblíqua.

A aplicação de carga oblíqua, na região do pré-molar (Fig. 31) apresentou tensões no terço médio e ápice do implante e em menor intensidade na região do molar, principalmente nas faces mesial e distal do corpo do implante. No pântico (Fig. 32) as tensões foram melhor divididas entre os dois implantes, e com a aplicação no molar (Fig. 33) observamos menor número de tensões, de menor intensidade quando comparado com o de hexágono externo (Fig. 21).

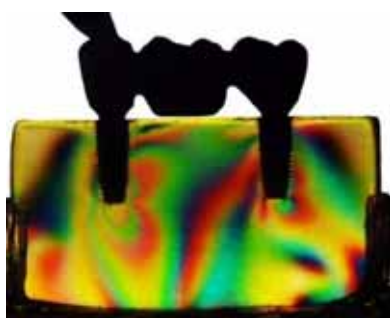


Fig. 31- Aplicação de carga oblíqua no pré-molar -CM- Prótese Parafusada.

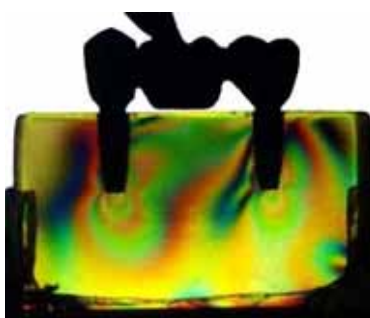


Fig. 32- Aplicação de carga oblíqua no pântico -CM- Prótese Parafusada.

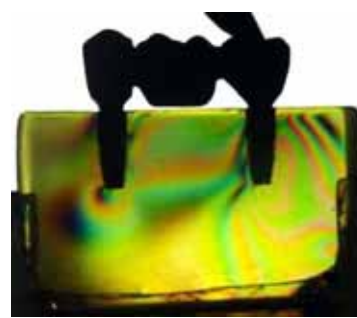


Fig. 33- Aplicação de carga oblíqua no molar -CM- Prótese Parafusada.

3.7 - Discussão

No presente estudo foram utilizados modelos fotoelásticos com próteses implantossuportadas unitárias e com próteses parciais fixas implantossuportadas de múltiplas, por acreditar que poderíamos obter resultados diferentes entre estas.

Em relação à análise da prótese unitária de forma geral, observamos superioridade da conexão cone-morse, que com a aplicação da carga axial, apresentou menor número de franjas fotoelásticas e de menor intensidade. Resultados semelhantes foram reportado por Merz et al. em 2000²¹, que avaliaram a conexão cone-morse e o hexágono externo através de uma metodologia diferente da utilizada no presente estudo, a metodologia dos elementos finitos 3-D. O estudo demonstrou propriedades mecânicas superiores dos implantes cone-morse, entretanto a conexão de hexágono interno não foi avaliada. Os autores concluíram que essa propriedade mecânica superior ajudaria a explicar a estabilidade significativamente maior em longo prazo destes implantes em aplicações clínicas.

A biomecânica do hexágono externo e do cone-morse são diferentes. Na configuração do hexágono externo a pré-carga do parafuso do intermediário é fator determinante para a estabilidade da conexão. Para a conexão cone-morse o contato friccional é o princípio básico, a superioridade da resistência a carga lateral se deve principalmente por esta interface.

Em trabalhos mecânicos a superioridade da conexão cone-morse é evidente sobre a conexão de hexágono externo, como no estudo desenvolvido por Norton em 1997¹⁷, que relatou maior resistência à flexão na interface implante/pilar e na interface pilar/cilindro protético dos implantes com conexão em cone-morse em comparação com implantes de hexágono externo. Resultados semelhantes foram encontrados no trabalho elaborado por Khraisat et al. em 2002¹⁸, que avaliaram a resistência à fadiga de implantes com conexões em hexágono externo e cone-morse. A análise comparativa demonstrou resultados significativamente melhores para os implantes com conexão em cone-morse.

Em contraposição ao nosso estudo, está o trabalho desenvolvido por Çehrelli et al. em 2004²⁶, que avaliaram, através da mesma metodologia da fotoelasticidade e strain gauge, modelos de implantes unitários Bränemark, ITI e Astra-Tech, em carga axial e oblíqua de 20° de 100N. Na

aplicação de carga axial todos os implantes geraram um padrão de tensão simétrico, sendo que a maior concentração de tensão em todos os implantes estudados ocorreu na região apical, e a menor ordem de franja ocorreu ao redor do colar do implante Astra-Tech. Para a aplicação de carga oblíqua a 20°, segundo os autores, todos os implantes demonstraram, na região do colar, as mesmas ordens de franjas, diferentemente dos achados do presente estudo; pois na aplicação de carga oblíqua nas próteses unitárias parafusadas, observamos um menor número de franjas fotoelásticas na conexão de hexágono interno, seguido pelo cone-morse e hexágono externo, em ordem crescente de tensão. Os autores não encontraram diferenças estatísticas entre os sistemas testados em ambas as aplicações de carga, diferentemente dos achados deste trabalho, no qual foi observada diferenças entre as aplicações de carga axial e oblíqua, no entanto, a análise do presente estudo foi qualitativa e não quantitativa. Além disso, diferentemente deste trabalho, as cargas foram aplicadas nos intermediários, e não em coroas, e a angulação da carga oblíqua utilizada pelos autores foi diferente da utilizada no presente estudo, que foi de 45° e não de 20°.

Em testes mecânicos, o implante de hexágono interno demonstrou ser superior às demais conexões do implante como apresentado no estudo promovido por Balfour et al. em 1995¹⁰, no qual os autores avaliaram os implantes de hexágono externo, hexágono interno e cone-morse, e concluíram, baseados em teste de fadiga, flexão e torção, que o implante de hexágono interno reportou os melhores resultados.

Trabalhos elaborados por Maeda et al. em 2006¹¹, através da metodologia do strain gauge e por Chun et al. em 2006²⁹, através da metodologia dos elementos finitos em 3-D, todos analisando implantes unitários de hexágono externo e interno, obtiveram como resultados comportamentos semelhantes aos encontrados no presente estudo, levando em consideração somente a avaliação entre hexágono interno e externo, e não o implante cone-morse, pois os autores não utilizaram tal conexão em seu estudo. Os autores demonstram que as conexões internas distribuem melhor as tensões que as externas. Esse resultado se dá, provavelmente, devido à estabilidade da interface implante/pilar relacionada com as conexões internas, onde as paredes do pilar estão em contato com a superfície interna do implante, diminuindo a possibilidade de micromovimentos durante as cargas (Binon, 2000¹²; Chun et al., 2006²⁹, Maeda et al., 2006¹¹).

Forças oblíquas e compressivas geradas pelos movimentos mastigatórios reduzem a pré-carga do parafuso, reduzindo sua retenção (Kitagawa et al. 2005²⁰). Esta situação não ocorre em implantes com conexões cone-morse, onde a força mastigatória atua na direção de inserção do pilar, que auxilia a reforçar sua conexão (Bozkaya et al., 2003)³⁰. Um estudo laboratorial, no qual foram aplicadas cargas dinâmicas cíclicas axiais e laterais, demonstrou alta resistência à fadiga e altos torques de remoção para implantes com conexões em cone-morse (Çehreli et al. 2004)¹⁹.

Baseado nos resultados obtidos nesta análise, a melhor indicação, do ponto de vista biomecânico, para a conexão cone-morse é a prótese implantossuportada unitária, pois a conexão cone-morse apresentou menores níveis de tensão em relação aos outros sistemas de conexão testados.

Com relação às próteses implantossuportadas de três elementos, nosso trabalho demonstrou que a melhor indicação seria a escolha do implante de hexágono interno, pois este tipo de conexão gerou menores níveis de tensão quando comparado às outras conexões testadas, sendo mais favorável do ponto de vista biomecânico. Não há na literatura ao nosso alcance, estudos avaliando os diferentes tipos de conexão do implante em próteses implantossuportadas de três elementos.

O resultado apresentado neste estudo com relação à conexão cone-morse, se dá provavelmente pelo fato de que estes implantes são melhores indicados para situações clínicas de prótese implantossuportada unitária cimentada, visto que após o torque, o componente protético dificilmente se afrouxará, e não como prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos, tendo em vista a dificuldade de passividade e a dificuldade de se ajustar as diferenças de angulações entre os implantes nestas situações. Apesar da utilização de delineador na inserção dos análogos dos implantes nos modelos de gesso, para assegurar paralelismo entre as estruturas, observamos dificuldades laboratoriais na confecção da peça do sistema cone-morse. Assim sendo, parece que a melhor indicação para os casos de prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos é a utilização dos implantes de hexágono interno.

Da mesma forma que em dentes naturais, na implantodontia, o controle de forças oclusais também é de primordial importância para a reabilitação oral. O efeito do excesso de carga poderá ser notado em duas áreas distintas: interface osso-implante e interface implante-abutment. A carga axial

é transferida para a região intra-óssea, sendo distribuída homoganeamente sobre as roscas do implante, sem prejuízos para a região óssea (Rangert et al., 1989¹³). Segundo Bidez e Mish em 1992³¹, forças anguladas proporcionam maiores complicações ao sistema prótese-implante-osso. Segundo Hebel et al. em 1997³², em uma situação de equilíbrio, as forças oclusais verticais que agem sobre o implante produzirão o carregamento vertical, e não forçarão o parafuso produzindo seu afrouxamento. Forças laterais que agem sobre a prótese implantossuportada, podem causar a quebra ou afrouxamento do parafuso de retenção, podendo levar à perda da osseointegração.

As forças oclusais afetam o osso ao redor do implante, e o estresse mecânico pode ter consequência positiva ou negativa para o tecido ósseo, influenciando assim, a osseointegração (Isidor, 2006³³). Na aplicação de carga oblíqua, o sistema de hexágono externo foi o que mais sobrecarregou as estruturas de suporte, tanto nos modelos de prótese implantossuportada unitária quanto nos modelos com prótese de três elementos, no entanto, foi observado aumento de tensão e do número de ordens de franjas para todos os sistemas testados, o que vem confirmar os achados de outros autores que relatam que o carregamento lateral aumenta o esforço na relação óssea (Rangert et al., 1989¹³; Weinberg, 1993³⁴; Chun et al., 2006²⁹; Brunski, 1988³⁵). O limite de carga que o osso pode responder positivamente não foi determinado, além disso, a interface osso-implante parece ser capaz de sobreviver a algum grau de carregamento lateral. Segundo alguns autores, o carregamento axial é preferido para a relação prótese-implante e osso-implante, e o carregamento oblíquo pode ser prejudicial (Weinberg, 1993³⁴; Brunski, 1988³⁵) tal como foi observado neste estudo, no qual as cargas axiais apresentaram menores níveis de tensão do que as cargas oblíquas.

Sabe-se que a utilização de implantes de conexão interna e cone-morse ainda é pouco explorada, porém, demonstrou ser uma situação favorável do ponto de vista biomecânico para a situação de prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos e unitários, respectivamente. Mais estudos precisam ser realizados para melhor compreensão dos diferentes tipos de conexões do implante, aprimorando, assim, o planejamento cirúrgico-protético.

3.8 - Conclusão

A partir da metodologia utilizada, pode-se concluir que:

- ✓ O implante do tipo hexágono interno foi o que melhor distribuiu as tensões nos casos de prótese parcial fixa implantossuportada de três elementos.
- ✓ Houve tendência de melhor distribuição e de menor intensidade de tensões nos implantes cone-morse nas próteses implantossuportadas unitárias.
- ✓ Houve um aumento das tensões em todos os modelos fotoelásticos quando a aplicação de carga foi oblíqua.

Agradecimentos:

*Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo – FAPESP, Processo N^o: 07/55061-3.

*Conexão Sistemas de Prótese Ltda.

3.9 - Referências:

1. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Chicago: Quintessence, 1985.
2. Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3 year prospective study. *Clin Oral Implant Res* 2006; 17(4):375-379.
3. Misch CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Liv. Santos. 2006.
4. Carlson B, Carlsson GE. Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9:90-94.
5. Cox JF, Zarb GA. The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2:91-100.
6. Eckert SE, Meraw SJ, Cal E, Ow RK. Analysis of incidence and associated factors with fractured implants: a retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:662-667.
7. Goodacre CJ, Kan JYK, Rungcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1999; 81: 537-52.
8. Haas R, Mensdorff-Pouilly N, Mailath G, Watzek G. Brånemark single tooth implants: a preliminary report of 76 implants. *J Prosthet Dent* 1995; 73:274-279.
9. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11(4):450-455.
10. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. *J Prosthet Dent* 1995; 73:36-43.
11. Maeda Y, Sato T, Sogo M. In Vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil* 2006; 33:75-78.

12. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15:76-94.
13. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 241-247.
14. Lazzara, R. Restorative advantages of the coronally hexed implant. *Compendium* 1991;12:924; 926-930.
15. Niznick, G. The implant abutment connection: The key to prosthetic success. *Compendium* 1991;12:932; 934-938.
16. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49:843-848.
17. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997; 8:290-298.
18. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002; 88:604-610.
19. Çehreli M.C., Akça K., İplikçioğlu H., Şahin S. Dynamic fatigue resistance of implant-abutment junction in an internally notched morse-taper oral implant: influence of abutment design. *Clinical Oral Implants Research* 2004; 15: 459-465.
20. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res Appl Biomater* 2005; 75: 457-463.
21. 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: 519-526.
22. Mangano C, Bartolucci EG. Single tooth replacement by morse taper connection implants: a retrospective study of 80 implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 675- 680.

23. Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosth Dent* 1997; 78(6):582-590.
24. Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J* 2006; 201:501-507.
25. 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;92:523-530.
26. Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:249-257.
27. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co, 1987.
28. 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; 8:541-548.
29. Chun H-J, Shin S-H, Han C-H et al: Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:195-202.
30. Bozkaya D, Müftü, S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36: 1649-1658.
31. Bidez MW, Misch CE: Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264-74.
32. Hebel KS, Gajjar RC: Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 1997; 77:28-35.
33. Isidor F: Influence of forces on peri-implant bone. *Clin Oral Imp Res* 2006;17:8-18.
34. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:19-31.

35. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988;3:85-97.



Anexo A-
Normas para publicação

ANEXO A- NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

Author Guidelines

Submit manuscripts via JOMI's online submission service: www.manuscriptmanager.com/jomi

Manuscripts should be uploaded as a PC Word (doc) file with tables and figures preferably embedded at the end of the document. *No paper version is required.*

Acceptable material.

Original articles are considered for publication on the condition they have not been published or submitted for publication elsewhere (except at the discretion of the editors). Articles concerned with reports of basic or clinical research, clinical applications of implant research and technology, proceedings of pertinent symposia or conferences, quality review papers, and matters of education related to the implant field are invited.

Number of authors.

Authors listed in the byline should be limited to four. Secondary contributors can be acknowledged at the end of the article. (Special circumstances will be considered by the editorial chairman.)

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editorial chairman and will be subjected to blind review by the appropriate section editor and editorial staff consultants with expertise in the field that the article encompasses. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared according to these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). See www.icmje.org.
- **Manuscripts** should be double-spaced with at least a one-inch margin all around. Number all pages. Do not include author names as headers or footers on each page.
- **Title page.** Page 1 should include the title of the article and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.

- **Abstract/key words.** Page 2 of the manuscript should include the article title, a maximum of 300-word abstract, and a list of key words not to exceed 6. Abstracts for basic and clinical research articles must be structured with the following sections: (1) Purpose, (2) Materials and Methods, (3) Results, and (4) Conclusions. Abstracts for all other types of articles (ie, literature reviews, clinical reports, technologies, and case reports) should not exceed 250 words and need not be structured.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
- **Conclusions.** Link the conclusions with the goals of the study but avoid unqualified statements and conclusions not adequately supported by the data. In particular, authors should avoid making statements on economic benefits and costs unless their manuscript includes the appropriate economic data and analyses. Avoid claiming priority and alluding to work that has not been completed. State new hypotheses when warranted, but clearly label them as such.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer name, city, state, and country should be included parenthetically at first mention.

REFERENCES

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Johansson C, Albrektsson T. Integration of screw implants in the rabbit: A 1-year follow-up of removal torque of titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987;2:69-75.

Book reference style:

1. Skalak R. Aspects of biomechanical considerations. In: Brånemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T (eds). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985:117-128.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

- All illustrations must be numbered and cited in the text in order of appearance.
- Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
- All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
- Original slides or high-resolution images must be sent to the Publisher's office upon acceptance of the article.
- *Note that article acceptance is pending the receipt of acceptable original art.*

Black & white—Submit three sets of high-quality glossy prints. Should the quality prove inadequate, negatives will be requested as well. Photographs should be unmounted and untrimmed.

Radiographs—Submit the original radiograph as well as two sets of prints.

Color—Color is used at the discretion of the publisher. No charge is made for such illustrations. Original slides (35-mm transparencies) must be submitted, plus two sets of prints made from them. When a series of clinical images is submitted, tonal values must be uniform. When instruments and appliances are photographed, a neutral background is best.

Drawings—Figures, charts, and graphs should be professionally drawn and lettered large enough to be read after reduction. High-resolution (at least 300 dpi) laser-printed art is acceptable (no photocopies, please); also provide electronic file if possible.

Electronic Files—May be accepted if original figures (as specified above) are unavailable. Resolution must be at least 300 dpi; files saved in .tiff or .eps format are preferred.

Legends—Figure legends should be grouped on a separate sheet and typed double-spaced.

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form (published in issues 1 and 4 and accessible at www.quintpub.com) must be signed by all authors and faxed to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634)

PERMISSIONS AND WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification.
- Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to the JOMI Manuscript Editor (630 736 3634).

REPRINTS

If reprints are desired, they may be ordered from the publisher. Authors receive a discount of 40% on quantities of 100 or 200 reprints.

A decorative graphic consisting of two vertical lines and two horizontal lines intersecting at a central point, forming a crosshair shape. The lines are thin and have a slight shadow or double-line effect.

Anexo B-

Normas para publicação

Anexo B- Normas para Publicação

The International Journal of Prosthodontics

Author Guidelines

The International Journal of Prosthodontics will consider for publication original articles on relevant prosthodontic clinical research and patients' oral rehabilitative needs. The submitted articles must not have been published or submitted for publication elsewhere. Articles may be submitted as Long (LC) or Short Communications (SC), with both formats undergoing identical review processes. Papers dealing with the clinical management of prosthodontic patients or clinically relevant biomaterials investigations are more likely to be accepted as LCs, while laboratory investigations, pilot or preliminary studies, and case history reports should be preferably submitted as SCs. The Editor-in-Chief reserves the right to request that an author change a submission from an LC to an SC, or vice versa.

Review/editing of manuscripts.

Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, one associate editor, and one or two reviewers or consultants with expertise within the scope of the article. Papers that draw conclusions from statistical evidence may be reviewed by a statistical consultant. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval.

Adherence to guidelines.

Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

Submit manuscripts in the following order of preference:

1. **Via online submission service** (www.manuscriptmanager.com/ijp)
Manuscripts should be uploaded as PC Word (doc) files with tables and figures preferably embedded within the document. No paper version is required.
2. **Via e-mail as a PC Word or PDF document** (ijp.submit@quintbook.com)
Illustrations should be embedded in the PC Word document but can be attached in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).
No paper version is required.
3. **Via mail: one paper copy of the manuscript and figures plus a floppy disk or CD-ROM (mandatory)**
The disk/CD-ROM should contain a word file of the manuscript text and tables. Figures should be embedded in the PC Word document but can be included as separate files on the disk in any format that can be opened using Adobe Photoshop (tif, eps, jpg) or as Microsoft PowerPoint documents (ppt).

Send submissions via mail to:
Dr George A. Zarb

Editor-in-Chief
 The International Journal of Prosthodontics
 Department of Prosthodontics
 Faculty of Dentistry
 University of Toronto
 124 Edward Street
 Toronto, Ontario, M5G 1G6 Canada

Manuscript Preparation

The Journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126:36–47). Short Communications must not exceed 700 words, 4 illustrations with concise legends, and 5 references.

Manuscripts should be typed double-spaced with a 1-inch margin all around. Number all pages.

- **Title page.** This should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **Abstract/key words.** For Long Communications, include a maximum 250-word structured abstract (with headings Aims, Methods, Results, Conclusion) and five key words. Short Communications should include a 100-word abstract that can be published on PubMed.
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies; point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Figure Legends.** Figure legends should be grouped at the end of the text and typed double-spaced.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.

References

- All references must be cited in the text, numbered in order of appearance.
-

- The reference list should appear at the end of the article in numeric sequence.
- Do not include unpublished data or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- Avoid using abstracts as references.
- Provide complete information for each reference, including names of all authors (up to six). If the reference is to part of a book, also include the title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Turp JC, Kowalski CJ, Stohler CS. Treatment-seeking patterns of facial pain patients: Many possibilities, limited satisfaction. *J Orofac Pain* 1998;12:61–66.

Book reference style:

1. Hannam AG, Langenbach GEJ, Peck CC. Computer simulations of jaw biomechanics. In: McNeill C (ed). *Science and Practice of Occlusion*. Chicago: Quintessence, 1997:187–194.

Illustrations and Tables

- All illustrations and tables should be numbered and cited in the text in order of appearance.
 - Illustrations and tables should be embedded in a PC Word document.
 - All illustrations and tables should be grouped at the end of the text.
 - High-resolution images must be sent to Dr Zarb's office.
 - Original artwork or slides may still be required of the author after acceptance of the article.
-

Mandatory Submission Form

The Mandatory Submission Form must be signed by all authors and faxed to Dr Zarb's office (+416-979-4936).

Permissions and Waivers

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
 - Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked or cropped to prevent identification.
 - Permissions and waivers should be faxed along with the Mandatory Submission Form to Dr Zarb's office (+416-979-4936).
-



*Anexo C-
Detalhamento e
ilustrações da
metodologia*

Anexo C- Materiais e Métodos

Confecção dos modelos

Foram confeccionados, a partir de matriz de aço com medidas e ângulos controlados, e confeccionados por um torneiro mecânico, os modelos unitários e os de três elementos. Seis modelos de 44 x 22 x 10 mm para as próteses fixas de 3 elementos e três modelos de 22x22x10mm, em gesso especial tipo IV (Fig. 1) (Durone - Dentsply Ind. e Com. Ltda – Petrópolis – Rio de Janeiro - Brasil). Em seguida os modelos receberam um acabamento e polimento com lixas d'água, com a finalidade de deixar a superfície dos mesmos o mais lisa possível. Nestes blocos de gesso foram feitas uma (Fig. 2) ou duas perfurações (Fig. 3) com o auxílio de um delineador (Fig. 4), para assegurar o paralelismo entre as estruturas, foram acoplados os análogos dos implantes aos transferentes quadrados e posicionados dentro das perfurações e fixados com resina Duralay (Reliance Dental Mfg Co, Chicago USA) (Fig. 5). O espelho dos análogos foi localizado ao nível da área correspondente à crista do rebordo (Fig. 6). Todos os implantes utilizados eram de 4,0 x 10,0 mm e da mesma marca comercial (Conexão, SP-Brasil)

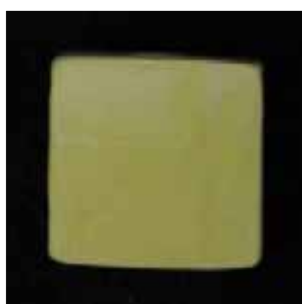


Fig.1– Bloco de gesso unitário.



Fig. 2 – Perfuração do bloco de gesso das próteses unitárias.



Fig. 3- Perfuração do bloco de gesso das Próteses Parciais Fixas.



Fig. 4 – Instalação do conjunto transferente quadrado e análogo do implante com auxílio do delineador.

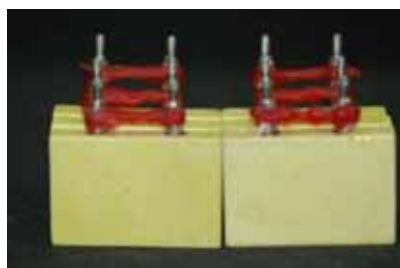


Fig.5-Transferente quadrado posicionado no análogo do implante.



Fig. 6- Análogos dos implantes em posição.

Modelos Utilizados no Capítulo 1: Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em diferentes configurações geométrica do implante em Prótese Parcial Fixa de três elementos.

Modelo I: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Hexágono externo, Conexão Master Screw, UCLA cimentado

Modelo II: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Hexágono interno, Conexão Master Conect Ar , UCLA cimentado

Modelo III: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Cone Morse, Conexão Master AR Morse , UCLA cimentado

Modelo IV: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Hexágono externo, Conexão Master Screw, UCLA parafusado

Modelo V: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Hexágono interno, Conexão Master Conect Ar , UCLA parafusado

Modelo VI: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Cone Morse, Conexão Master AR Morse, UCLA parafusado

Modelos Utilizados no Capítulo 2: Análise fotoelástica da distribuição de tensões por diferentes configurações geométricas do implante em Próteses Parciais Fixas unitárias e de três elementos.

Modelo I: Implante unitário 4,00x 10mm Hexágono externo, Conexão Master Screw, UCLA parafusado

Modelo II: Implante unitário 4,00x 10mm Hexágono interno, Conexão Master Conect Ar, UCLA parafusado

Modelo III: Implante unitário 4,00x 10mm Cone Morse, Conexão Master AR Morse, UCLA parafusado

Modelo IV: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Hexágono externo, Conexão Master Screw, UCLA parafusado

Modelo V: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Hexágono interno, Conexão Master Conect Ar , UCLA parafusado

Modelo VI: prótese de 3 elementos com 2 Implantes 4,00x10mm Cone Morse, Conexão Master AR Morse, UCLA parafusado

A seguir, os modelos prontos foram reproduzidos utilizando-se silicone industrial (Sapeca Artesanato – Baurú –SP- Brasil) para obtenção dos moldes. Nesse processo foi adaptado um tubo de PVC para que sirva de moldeira dos modelos. Os modelos foram fixados com cera 7 em sua base em uma placa de vidro para que se mantenham fixos durante a moldagem. A ponta do transferente quadrado de moldagem foi coberta com uma pequena bola de cera indicando assim o nível do material de duplicação (Fig. 7). Em seguida, foi vertido o silicone industrial (Fig. 8).



Fig. 7-Transferente quadrado coberto com cera para receber silicone de duplicação.



Fig. 8. Vazamento do molde de silicone.



Fig. 9-Implantes conectados no transferente quadrado.

Após a presa do silicone de duplicação, os implantes foram adaptados dentro do molde de silicone, nos transferentes quadrados de moldagem (Fig. 9). Verificou-se o correto assentamento dos componentes e em seguida foi manipulada resina fotoelástica PL-2 (Vishay Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA) (Fig. 10, Fig. 11, Fig. 12) de acordo com as instruções do fabricante e preenchida com a resina o molde de silicone. Em seguida foi colocada sob uma pressão de 40 lbf/pol² (Fig. 13) para a remoção de bolhas internas.



Fig. 10- Resina PL-2.



Fig. 11- Balança de precisão.



Fig. 12- Espatulação da resina.



Fig. 13-Pressão de 40 Lbf/pol².

Após a polimerização da resina fotoelástica, obtivemos os nove modelos fotoelásticos. Em seguida, foi realizado acabamento na base dos modelos com lixa d'água de granulação fina para que tivessem um assentamento perfeito e estável em uma superfície lisa e plana, como é a base do aparelho para aplicação de cargas.

Técnicas convencionais de confecção de próteses (Figs. 14 e 15) foram utilizadas para fabricar as próteses fixas em liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus (Sem Berílio), Talladium do Brasil, Curitiba- PR). Para garantir uma padronização das coroas utilizou-se uma matriz de silicone (Figs. 14, 15,16, 17, e 20).



Fig. 14 - Matriz de silicone para padronizar a confecção das próteses.



Fig. 15 - Enceramento das próteses.



Fig.16 - Confecção das próteses.

As próteses foram confeccionadas sobre os modelos de gesso a fim de não induzirem tensões nos modelos fotoelásticos (Figs. 18, 19, 21, e 22).



Fig. 17 - Coroas confeccionadas no modelo de Gesso.



Fig. 18 - Modelo fotoelástico das próteses unitárias.



Fig. 19 - Coroas no modelo fotoelástico.



Fig. 20 - Coroas confeccionadas no modelo de gesso das próteses parciais fixas de três elementos.



Fig. 21 - Modelo fotoelástico das próteses de três elementos



Fig. 22 - Coroas no modelo fotoelástico

As próteses foram posicionadas no implante do modelo fotoelástico (Figs. 19 e 22) e em seguida, posicionados em um dispositivo aplicador de cargas.

Os modelos fotoelásticos foram, então, colocado em um recipiente de vidro contendo óleo mineral até que o modelo ficasse totalmente imerso com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação fotoelástica. Este recipiente foi acoplado à uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC DL-3000) para a aplicação das cargas (Fig. 23). O recipiente foi posicionado entre um filtro polarizador e outro filtro analisador. Interposto ao filtro polarizador e o filtro analisador, estão posicionadas duas placas de $\frac{1}{4}$ de onda. Junto ao filtro polarizador é acoplado um difusor de luz, o qual permite que uma fonte de luz branca (Photoflood - 500W, General Eletrics- Cleveland- Ohio- USA) recaia uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico.



Fig. 23: Máquina de Ensaio Universal (EMIC – DL 3000), acoplado o polariscópio circular.

O filtro analisador foi acoplado a uma máquina fotográfica digital (D-80, Nikon – Tóquio – Japão) para a captura das imagens. A partir de então foram iniciadas as aplicações de cargas axial e oblíqua em 45° de 100N, em pontos fixos, na superfície oclusal de todas as coroas.

A tensão resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorada e registrada fotograficamente e, subseqüentemente vista com um programa gráfico de computador (Above Photoshop CS3 – Adobe Systems – San Jose, Calif.) com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação tanto da localização como da intensidade/concentração das tensões distribuídas ao redor dos implantes.

As aplicações de carga foram fotografados e analisados de forma qualitativa, levando em consideração a distribuição e a direção das tensões, conforme Clelland, 1993³³ e Çehrelli em 2004³⁴: onde a distribuição das tensões é observada através de franjas isocromáticas e cada ordem de franja é contada pela passagem de franja vermelha e azul, correspondente a primeira ordem de franjas, e a divisão entre vermelho e verde corresponde a segunda ordem de franja, a partir deste ponto a passagem do rosa para o verde corresponde a uma nova ordem de franja. E os números de franjas

indicam a tensão e a magnitude da força e quanto mais perto estiverem às franjas fotoelásticas maior é a concentração de tensão na área.

A decorative graphic consisting of two vertical lines and two horizontal lines intersecting at the center, forming a crosshair. The lines are thin and have a slight shadow effect.

*Anexo D -
Referências –
Introdução geral*

Referências – Introdução geral

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prosthesis: which is better?. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14(1):137-141.

Chee W, Jivraj S. Screw versus cemented implant supported restorations. *Br Dent J*. 2006; 201(8):501-507.

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.

Craig RG, Farah JW, El-Tahawi HM. Three-dimensional photoelastic stress analysis of maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent*. 1974; 31(2):122-9.

DeBoer J: Edentulous implants: Overdenture versus fixed. *J Prosthet Dent*. 1993;69(4):386-90.

Frocht MM. Photoelasticity: The selected scientific papers of a m.m. leven. Oxford: Pergamon Press; 1969.

Gebrim, L. Design dos implantes osseointegrados. *Rev Implant News* 2005;2(6): 578-9.

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

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(2):239-46.

Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1980; 14(3): 209-14.

Hebel KS, Gajjar R. Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*. 1997; 77(1):28-35.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. *Clin. Oral Impl. Res.* 2004;15(4):466–473.

Karl M, Rosch S, Graef F, Taylor T, Heckmann SM. Strain Situation after fixation of three-unit ceramic veneered implant superstructures. *Implant Dentistry* 2005; 14(2):157-164.

Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vitro stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implants FPDs. *J Prosthodont.* 2006; 15(1):20-24.

Kenney R, Richards MW: Photoelastic stress patterns by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(5): 559-64.

Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1981; 46(1): 21-8.

Maeda Y, Sato T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006; 33(1):75-8.

Monteith BD: Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: a computerized aid to design. *J Prosthet Dent.* 1993; 69(5):495-502.

Niznick G. The implant abutment connection: the key to prosthetic success. *Compendium*, 1991, 12(12):932-8.

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

Norton MR. Assessment of cold welding properties of the internal conical interface of two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 1999; 81(2): 159-66.

Pietrabissa R, Gionso L, Quaglini V, Di Martino E, Simion M. An in vitro study on compensation of mismatch of screw versus cement-retained implant supported fixed prostheses. *Clin Oral Impl Res.* 2000; 11(5): 448–457.

Rajan M, Gunaseelan R. Fabrication of a cement and screw-retained implant prosthesis. *J Prosthet Dent.* 2004; 92(6):578-80.

Rangert BO, Jemt T, Jorneus L: Force and moments on Branemark Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4(3): 241-7.

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

Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int. J Oral Maxillofac Implants.* 2000; 15(1):66-75.

Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):375-9.

Zarone F, Sorrentino R, Trainic T, Di Iorio D, Caputo S. Fracture resistance of implant supported screw versus cement retained porcelain fused to metal single crowns sem fractographic analysis. *Dent Mater.* 2007; 23(3):296- 301.
