

EDMAR FERREIRA DA SILVA

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONECTOR NA UNIÃO DENTE
E IMPLANTES DE HEXÁGONO INTERNO E EXTERNO.
ESTUDO PELO MÉTODO DA FOTOELASTICIDADE**



**ARAÇATUBA
2006**

EDMAR FERREIRA DA SILVA

**INFLUÊNCIA DO TIPO DE CONECTOR NA UNIÃO DENTE E
IMPLANTES DE HEXÁGONO INTERNO E EXTERNO. ESTUDO
PELO MÉTODO DA FOTOELASTICIDADE**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia
do Campus de Araçatuba – UNESP, para obtenção
do título de “Mestre em Odontologia” – Área de
Concentração: Implantodontia

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer

Co-Orientador: Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior

**ARAÇATUBA-SP
2006**

Catálogo-na-Publicação

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

S586i Silva, Edmar Ferreira da
Influência do tipo de conector na união dente e implantes de hexágono interno e externo : estudo pelo método da fotoelasticidade / Edmar Ferreira da Silva. - Araçatuba : [s.n.], 2006
62 f. : il.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia, Araçatuba, 2006
Orientador: Prof. Dr. Eduardo Pizza Pellizzer
Co-orientador: Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior

1. Implante dentário 2. Prótese dentária fixada por implante
3. Dente suporte

Black D3
CDD 617.69

“Não fales as palavras dos homens.

Palavras com vida humana.

Que nascem, que crescem, que morrem.

Faze a tua palavra perfeita.

Dize somente coisas eternas.

Vive em todos os tempos pela tua voz.

Sê o que o ouvido nunca esquece.

Repete-te para sempre.

Em todos os corações.

Em todos os mundos.”

Cecília Meireles



Dedicatória

Dedicatória

À minha mãe, **Maria**, uma pessoa de princípios, todo meu agradecimento pelo amor, dedicação, paciência, carinho e estímulo a mim dispensados.

Às minhas irmãs, **Gislene e Lucilene**, motivadoras e incentivadoras de minhas conquistas. As amigas certas que, nos momentos certos, ajudaram-me a tomar as decisões certas.

Ao meu irmão **José Ferreira**, pelo estímulo em minha profissão.

Ao meu namorado, **Saulo**, por seu apoio e compreensão incondicionais.

Aos meus sobrinhos **Priscila, Sabrina, Eduardo, Adriano, Luciano, Henrique, Natália e João Paulo**, uma das grandes alegrias em minha vida.

“Homem algum poderá revelar-vos senão o que já está meio adormecido na aurora do
vosso entendimento. O mestre que caminha à sombra do templo, rodeado de discípulos,
não dá de sua sabedoria, mas sim de sua fé e de sua ternura.
Se ele for verdadeiramente sábio, não vos convidará a entrar na mansão de seu saber,
mas vos conduzirá antes ao limiar de vossa própria mente.
O astrônomo poderá falar-vos de sua compreensão do espaço, mas não vos poderá dar a
sua compreensão.
O músico poderá cantar para vós o ritmo que existe em todo o universo, mas não vos
poderá dar o ouvido que capta a melodia, nem a voz que a repete.
Porque a visão de um homem não empresta suas asas a outro homem.”

Gibran.



**Agradecimentos
Especiais**

Agradecimentos Especiais

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Eduardo Piza Pellizzer**, pela paciência e dedicação, atendendo-me em suas horas de lazer, de convívio familiar e mesmo de trabalho, o que foi muito importante para a conclusão deste estudo.

Ao meu Co – Orientador, **Prof. Dr. Idelmo Rangel Garcia Júnior**, pelo respeito, disposição em ajudar, confiança depositada e contribuição na minha formação.

“Poucas são as pessoas que não nos ensinaram nada; se elas se deram ao trabalho de nos transmitir alguma coisa, nós a captamos e por certo nos servirá muito. Se não nos ensinaram nada, ajudaram-nos com o estímulo de atos inteligentes ou com o calor de palavras.”

Nogueira



Agradecimentos

Agradecimentos

À *Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP*, na pessoa do seu Diretor, Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin, por proporcionar condições para a realização desta pesquisa.

À **Profa. Dra. Dalva Cruz Lagana**, pelo empréstimo do Polariscópio e pelas orientações durante a realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Osvaldo Magro Filho**, pelos ensinamentos e atenção sempre que solicitados.

Ao doutorando **José Vitor**, amigo e companheiro, a quem eu agradeço, de forma particular, pela sua sabedoria e disponibilidade em ajudar.

Aos estagiários **Bianca** e **Renato** e aos doutorandos **Eduardo Vedovato** e **Fellippo**, pela grande ajuda na realização desta pesquisa.

À **Fundunesp**, pela concessão de auxílio pesquisa.

Ao Sr. **Luís Antônio Barbosa**, pela disposição em ajudar.

Aos amigos **João Paulo, Ronan, Marcéli, Letícia, Márcia, Patrícia Gonçalves e Jéssica** .

Aos colegas dos cursos de pós-graduação em **Implantodontia, Prótese Dentária, Clínica Integrada, Ortodontia, Estomatologia e Cirurgia**.

Aos funcionários da **Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - UNESP**, pelas constantes orientações e pelo zelo nos serviços.

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

Aos docentes do **Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial**.

Aos funcionários do **Departamento de Cirurgia e Traumatologia Buco Maxilo Facial**.

Aos docentes do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese.

**Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e
Prótese.**

Aos docentes do Departamento de Clínica Integrada.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Integrada.

**A todos aqueles que direta ou indiretamente contribuíram para a
realização deste trabalho.**



Epígrafe

Epígrafe

“Mais do que de máquinas, precisamos de humanidade...

Mais do que de inteligência, precisamos de afeição e doçura...

Sem essas virtudes, a vida será de violência e tudo estará perdido!”

Chaplin

Silva EF. Influência do tipo de conector na união dente e implantes de hexágono interno e externo. Estudo pelo método da fotoelasticidade [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2006.

Resumo

A união dente-implante ainda gera divergências de opiniões. A proposta deste estudo foi avaliar pelo método da fotoelasticidade a distribuição do stress entre implantes e dentes, nas próteses parciais fixas, comparando conectores rígidos e semi-rígidos e implantes de hexágono interno e externo. Para isto, foram confeccionados dois modelos com resina fotoelástica PL-2, um com implante de hexágono interno (3i – Palm Beach Gardens, Fla. - 4,00 x 13 mm) e outro com implante de hexágono externo (3i – Palm Beach Gardens, Fla. - 4,00 x 13 mm). Três desenhos de próteses foram fabricados para cada modelo de implante, incorporando cada uma um tipo de conexão para unir implantes e dentes: 1) conexão rígida soldada; 2) conexão semi-rígida; 3) conexão rígida com parafuso oclusal. Os modelos foram colocados no polariscópio e cargas axiais de 100N foram aplicadas em pontos fixos na superfície oclusal das próteses. Os resultados mostraram tendência a uma menor intensidade nas tensões nas conexões semi-rígida e rígida soldada no modelo com implante de hexágono externo e maior intensidade nas tensões na conexão semi-rígida do hexágono interno. Dentro das limitações deste estudo, as seguintes conclusões foram obtidas: houve uma tendência a menor intensidade nas tensões na conexão semi-rígida e na conexão rígida soldada, no modelo com implante de hexágono externo; entre os três tipos de conexões no modelo com implante de hexágono interno, a conexão semi-rígida foi a mais desfavorável; na associação dente-implante é preferível a utilização do implante de hexágono externo.

Palavras-chave: Implante dentário. Prótese dentária fixada por implante. Dente suporte.

Silva EF. Influence of the connector type in the union teeth and implant of internal and external hexagon. Study for the method of the photoelasticity [dissertation]. Araçatuba: UNESP – São Paulo State University; 2006.

Abstract

The union tooth-implant still generate divergences of opinions. The purpose of this study was to examine for the photoelastic method, the distribution of stress among implants and teeth, in the fixed partial prostheses, comparing rigid and semi-rigid connectors and internal and external hexagon implants. For this, two models were made with photoelastic resin PL-2, one with internal hexagon implant (3i – Palm Beach Gardens, Fla. - 4,00 x 13 mm) and other with external hexagon implant (3i – Palm Beach Gardens, Fla. - 4,00 x 13 mm). Three drawings of prostheses were manufactured for each implants model, incorporating each an the connection type to unite implants and teeth: 1) rigid welded connection; 2) semi-rigid connection; 3) rigid connection with screw occlusal. The models were placed in the polariscope and axial loads of 100N were applied in fixed points in the surface occlusal of the prostheses. The results showed tendency to smaller intensity in tensions in the connections semi-rigid and rigid welded in the model with external hexagon implants and larger intensity in the connection semi-rigid of the model internal hexagon implant. The following conclusions were draw: there was tendency the smallest intensity in tensions in the semi-rigid connection and in the rigid welded connection in the model with external hexagon; among the three types of connections in the model with internal hexagon implants the connection semi-rigid was the most unfavorable; in the association tooth-implants it is preferable the use of external hexagon implants.

Keywords: Dental implantation. Dental prosthesis implant supported. Dental abutments.

Lista de figuras

Figura 1 -	Molde em silicone obtido a partir do manequim e modelo em gesso especial tipo IV.....	21
Figura 2 -	Modelo em gesso especial tipo IV, com os segundos pré-molares mandibulares direito e esquerdo preparados e os transferentes quadrados de moldagem conectados aos análogos dos implantes.....	22
Figura 3 -	Modelos fotoelásticos: hexágono interno (esquerda); hexágono externo (direita).....	23
Figura 4 -	Modelo HE-SR: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.....	26
Figura 5 -	Modelo HE-RP: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.....	27
Figura 6-	Modelo HE-RS: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.....	28
Figura 7 -	Modelo HI-SR: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.....	29
Figura 8 -	Modelo HI-RP: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.....	30
Figura 9 -	Modelo HI-RS: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.....	31
Figura 10 -	Molde do manequim e réplica em gesso especial tipo IV.....	53
Figura 11 -	Preparo do elemento 35	53
Figura 12	Preparo do elemento 45.....	53
Figura 13-	Marca da perfuração acompanhando o paralelismo do elemento 35.....	53
Figura 14-	Marca da perfuração acompanhando o paralelismo do elemento 45.....	53
Figura 15-	Modelo com as perfurações realizadas.....	53
Figura 16-	Análogo do implante HE conectado ao transferente quadrado de moldagem, sendo colocados na perfuração.....	54
Figura 17-	Análogo do implante HI conectado ao transferente quadrado de moldagem, sendo colocados na perfuração.....	54
Figura 18-	Modelo com os análogos dos implantes e transferentes quadrados de moldagem em posição.....	54

Figura 19	Modelo com os análogos dos implantes e transferentes quadrados de moldagem em posição.....	54
Figura 20	Resina PL-1 e endurecedor (catalisador).....	54
Figura 21	Resina PL-2.....	54
Figura 22	Endurecedor (catalisador) Resina PL-2.....	55
Figura 23	Balança de precisão para pesagem da resina e do endurecedor (catalisador)..	55
Figura 24	Dispositivo para remoção das bolhas internas dos modelos fotoelásticos durante a presa dos mesmos	55
Figura 25	Modelos fotoelásticos: hexágono interno (esquerda); hexágono externo (direita).....	55
Figura 26	Máquina para aplicação de cargas.....	55
Figura 27	Dispositivo aplicador de cargas.....	55
Figura 28	Polariscópio.....	56
Figura 29	Modelo HI-SR-D0.....	58
Figura 30	Modelo HI-RP-D0.....	58
Figura 31	Modelo HI-RS-D0.....	58
Figura 32	Modelo HI-SR-D.....	58
Figura 33	Modelo HI-RP-D.....	58
Figura 34	Modelo HI-RS-D.....	58
Figura 35	Modelo HI-SR-PO.....	59
Figura 36	Modelo HI-RP-PO.....	59
Figura 37	Modelo HI-RS-PO.....	59
Figura 38	Modelo HI-SR-P.....	59
Figura 39	Modelo HI-RP-P.....	59
Figura 40	Modelo HI-RS-P.....	59
Figura 41	Modelo HI-SR-IO.....	59
Figura 42	Modelo HI-RP-IO.....	59
Figura 43	Modelo HI-RS-IO.....	59
Figura 44	Modelo HI-SR-I.....	60
Figura 45	Modelo HI-RP-I.....	60

Figura 46	Modelo HI-RS-I.....	60
Figura 47	Modelo HE-SR-DO.....	60
Figura 48	Modelo HE-RP-DO.....	60
Figura 49	Modelo HE-RS-DO.....	60
Figura 50	Modelo HE-SR-D.....	60
Figura 51	Modelo HE-RP-D.....	60
Figura 52	Modelo HE-RS-D.....	60
Figura 53	Modelo HE-SR-PO.....	61
Figura 54	Modelo HE-RP-PO.....	61
Figura 55	Modelo HE-RS-PO.....	61
Figura 56	Modelo HE-SR-P.....	61
Figura 57	Modelo HE-RP-P.....	61
Figura 58	Modelo HE-RS-P.....	61
Figura 59	Modelo HE-SR-IO.....	61
Figura 60	Modelo HE-RP-IO.....	61
Figura 61	Modelo HE-RS-IO.....	61
Figura 62	Modelo HE-SR-I.....	62
Figura 63	Modelo HE-RP-I.....	62
Figura 64	Modelo HE-RS-I.....	62

Lista de abreviaturas e símbolos

HI	= Hexágono interno
HE	= Hexágono externo
DO	= Controle antes da aplicação de carga no dente
D	= Aplicação de carga no dente
PO	= Controle antes da aplicação de carga no pântico
P	= Aplicação de carga no pântico
IO	= Controle antes da aplicação de carga no implante
I	= Aplicação de carga no implante
SR	= Semi-rígida
RP	= Rígida parafusada
RS	= Rígida soldada
mm	= Milímetro
N	= Newton

Sumário

1	Introdução.....	19
2	Proposição.....	21
3	Material e Método.....	21
4	Resultado.....	25
5	Discussão.....	31
6	Conclusão.....	37
	Referências.....	38
	Anexos.....	43

1 - Introdução*

As próteses parciais fixas suportadas por implantes são uma alternativa de tratamento eficaz para pacientes com ausência de elementos dentais. No entanto, limitações anatômicas, falhas na osseointegração ou dentes com periodonto comprometido necessitando ferulização podem criar uma situação na qual seria necessário conectar um implante e um dente natural em uma prótese parcial fixa.

Apesar de a união dente-implante estar indicada nas situações citadas anteriormente, existem divergências de opiniões relacionadas a este tipo de tratamento e, esta divergência é causada pela diferença de mobilidade dos dentes quando comparados com implantes osseointegrados.¹⁻¹⁰

Alguns pesquisadores verificaram que, as próteses suportadas por implante e dente, são de tratamento previsível, como as próteses suportadas apenas por implantes mas, para isto, a conexão a ser usada deveria ser do tipo rígida.^{3,8,9,11,12} No entanto, outros pesquisadores, confirmando a previsibilidade deste tratamento, indicam a conexão semi-rígida^{1,10} apesar deste tipo de conexão estar relacionado com intrusão¹³⁻¹⁶ e valores aumentados de “stress” no implante e prótese.^{17,18}

Na literatura, encontramos também estudos relacionados aos tecidos moles e duros ao redor dos implantes e dentes, quando estes foram unidos nas próteses parciais fixas. Os autores observaram que estes tecidos não foram influenciados negativamente de forma significativa.^{3,7,8,12,19-23}

Ao contrário dos estudos acima, as próteses suportadas por implante e dente, são associadas com tensões, momentos aumentados e ou forças danosas de extração nos suportes. Presume-se então que, elas deveriam ser evitadas pois, não

* Texto escrito segundo as normas da revista *The Journal of Prosthetic Dentistry* (Anexo A)

há sistema universalmente aceito que seja capaz de reproduzir o efeito amortecedor do ligamento periodontal.^{5,15,24-27}

Para um bom plano de tratamento, é necessário verificarmos não somente o sistema que satisfaça os requisitos estéticos e funcionais do paciente mas, aquele que também garanta a estabilidade das próteses retidas por parafuso. De uma forma geral, o desenho do implante de hexágono interno, sobre o ponto de vista biomecânico, estabelece uma maior profundidade de retenção do hexágono e um aumento no nível de estabilidade destas próteses, em comparação com o implante de hexágono externo.²⁸⁻³⁰ No entanto, Cehreli et al³¹ utilizando a análise de “stress” fotoelástico concluiu que estes implantes têm características similares de distribuição de força e que, o desenho da união “abutment”-implante não é um fator decisivo afetando a magnitude do “stress” e tensão em um simulador ósseo. Para melhor entender a influência deste parâmetro relevante clinicamente, as reações ósseas tempo-dependente ao redor dos implantes deveriam ser examinadas sob experimentos de carga *in vivo* bem controlados.

No que diz respeito à união dente-implante, analisando os registros acima, verifica-se que, ainda não há consenso a respeito deste tipo de tratamento. Por isso, algumas formas de avaliação da transferência de “stress” aos implantes, dentes e estruturas de suporte, são utilizadas no intuito de se chegar a um ponto em comum. Estas formas de avaliação são:

- a) elemento finito;
- b) strain gauge;
- c) fotoelasticidade.

Neste estudo, a técnica eleita foi a fotoelasticidade. Este método é baseado em que, certos materiais birrefringentes quando sob ação de uma força e

observados sob luz polarizada, exibem padrões coloridos ou franjas.^{31,32} Franja isocromática é o nome dado para cada fita de cor produzida e, o total de franjas é diretamente proporcional ao “stress” no modelo de resina fotoelástica.^{31,33}

2 - Proposição

Este estudo teve por objetivo, avaliar pelo método da fotoelasticidade, a distribuição do “stress” entre implante e dente, nas próteses parciais fixas, comparando conectores rígidos e semi-rígidos e implantes de hexágono interno e externo.

3 - Material e método

Para este estudo foi utilizado um manequim odontológico experimental, cujo modelo permitia a remoção e inserção dos dentes artificiais. Através do uso de silicone de duplicação (Polisil – São Paulo - Brasil), fez-se um molde do manequim, o qual permitiu obter-se uma réplica em gesso especial tipo IV (Durone - Dentsply Ind. e Com. Ltda – Petrópolis - Brasil) (Fig. 1).

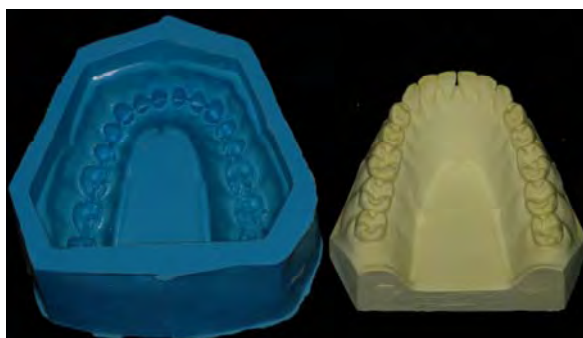


Fig.1 – Molde em silicone obtido a partir do manequim e modelo em gesso especial tipo IV.

Deste modelo de gesso foram recortados todos os molares mandibulares direito e esquerdo. Nos segundos pré-molares mandibulares direito e esquerdo,

foram realizados preparos para coroa total metalocerâmica, que serviriam como suportes para as futuras próteses. Com o uso de um delineador foram realizadas perfurações nas regiões correspondentes aos segundos molares mandibulares direito e esquerdo, perpendicularmente à base do modelo, acompanhando o paralelismo dos preparos dos segundos pré-molares mandibulares direito e esquerdo. Posteriormente, o conjunto formado pelo análogo do implante de 4,00 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento e plataforma de 4.1mm (3i; Palm Beach Gardens, Fla.) conectado ao transferente quadrado de moldagem (3i; Palm Beach Gardens, Fla.) foi fixado com duralay dentro das perfurações (Fig. 2).



Fig. 2 - Modelo em gesso especial tipo IV, com os segundos pré-molares mandibulares direito e esquerdo preparados e os transferentes quadrados de moldagem conectados aos análogos dos implantes.

A seguir, o modelo pronto foi reproduzido utilizando-se silicone de duplicação para obtenção do molde.

Materiais fotoelásticos com diferentes módulos de elasticidade foram usados para representar os dentes (Resina PL-1 – Measurements Group Inc Raleigh, N. C.

USA) e o corpo da mandíbula (Resina PL-2 – Vishay Micro-Measurements Raleigh, N. C. USA).

Após a confecção dos dentes em resina fotoelástica PL-1 (Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. USA) a partir de uma matriz de silicone de cada dente artificial (caninos e primeiros pré-molares mandibulares direito e esquerdo), estes foram posicionados no molde de silicone do modelo.

Também foram adaptados dentro do molde o implante de hexágono externo de 4,00 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, com plataforma de 4.1mm (3i – Palm Beach Gardens, Fla.) na região do segundo molar mandibular direito e o implante de hexágono interno de 4,00 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, com plataforma de 4.1mm (3i – Palm Beach Gardens, Fla.) na região do segundo molar mandibular esquerdo.

Verificou-se o correto assentamento dos componentes e procedeu-se ao vazamento da resina fotoelástica PL-2, obtendo-se assim o modelo final.



Fig. 3 - Modelos fotoelásticos: hexágono interno (esquerda); hexágono externo (direita).

Após a obtenção do modelo fotoelástico, o mesmo foi testado fotoelasticamente a fim de se verificar qualquer tensão que pudesse ocorrer durante a sua confecção para garantir que não houvesse interferência nos resultados finais.

Técnicas convencionais foram utilizadas para a confecção das próteses fixas. Para garantir que as dimensões das mesmas fossem constantes, utilizou-se uma matriz de silicone.

Todas as próteses foram fabricadas com uma liga de paládio-prata (Porson IV – Degussa - Alemanha), utilizando “abutments” tipo UCLA (3i, Palm Beach Gardens, Fla.). As superfícies oclusais foram planificadas com a finalidade de que as cúspides não interferissem na direção da carga e assim verificar a distribuição de tensões com o menor número de variáveis possíveis.

Após a soldagem (Degudent - Alemanha), as próteses foram avaliadas para verificar a adaptação e passividade de colocação no modelo fotoelástico.

Três desenhos de próteses foram fabricados para cada modelo de implante, incorporando cada uma um tipo de conexão:

- 1) conexão rígida (solda);
- 2) conexão semi-rígida, localizada na mesial do implante (Attachment PDC small – Attachments International, Inc. San Mateo, CA, USA);
- 3) conexão rígida com parafuso oclusal entre o implante e o pântico (Tube Screw - Attachments International, Inc. San Mateo, CA, USA).

As próteses foram cimentadas uma a uma com cimento provisório (Temp Bond, Kerr Corp., Orange, CA) e o modelo fotoelástico foi posicionado em um dispositivo aplicador de cargas. O conjunto foi colocado em um recipiente de vidro com óleo mineral até que o modelo ficasse totalmente imerso com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação fotoelástica. O recipiente

foi então posicionado entre um filtro polarizador e outro filtro analisador. Junto ao filtro polarizador é acoplado um difusor de luz, o qual permite que uma fonte de luz branca (Photoflood - GE) recaia uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico. O filtro analisador foi acoplado a uma máquina fotográfica digital (Nikon D70) para a captura das imagens. A partir de então foram iniciadas as aplicações de cargas axiais de 100N em pontos fixos na superfície das próteses, sobre as regiões que correspondiam aos segundos pré-molares mandibulares direito e esquerdo (dente), primeiros molares mandibulares direito e esquerdo (pôntico) e segundos molares mandibulares direito e esquerdo (implante).

O “stress” resultante em todas as áreas do modelo fotoelástico foi monitorado e registrado fotograficamente e, subseqüentemente visto com um programa gráfico de computador (Phothoshop 7.0 – Adobe Systems – San Jose, Calif.) onde pôde ser melhor visualizado e analisado.

4 – Resultados

Os resultados foram obtidos pela observação realizada durante os experimentos e pelo registro fotográfico do comportamento das tensões nos modelos fotoelásticos, resultantes da aplicação de carga sobre as próteses em 03 pontos: dente, pôntico, implante.

Analisando os corpos-de-prova onde foram utilizados implante de hexágono externo e conexão semi-rígida, observou-se que, quando a carga foi aplicada no dente, ocorreu uma maior concentração de tensões no terço apical do mesmo, caminhando até o terço médio da região distal e nenhuma formação de franjas no implante. Quando a carga foi aplicada no pôntico, a região de formação de franjas foi a mesma no dente mas, em menor quantidade que quando a carga foi aplicada

no dente; no implante percebeu-se início de formação de franjas na região apical. Na aplicação de carga no implante, as franjas no dente desapareceram e, no implante elas aumentaram de forma acentuada em quantidade e intensidade, apresentando inclusive franjas de coloração amarela e vermelha (Fig. 4).

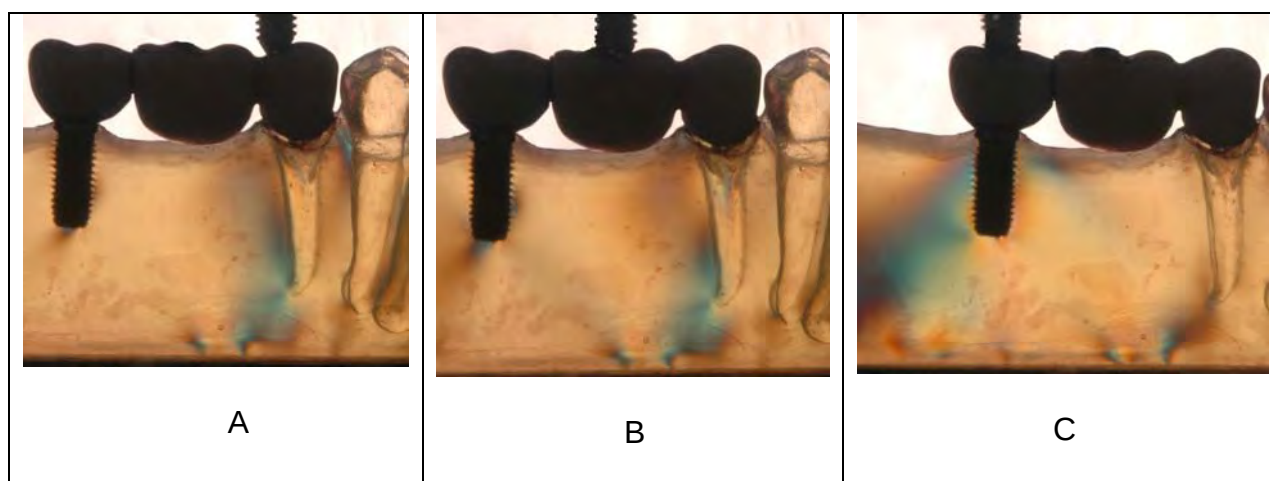


Fig. 4 – Modelo HE–SR: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante.

Em relação à conexão rígida parafusada e o implante de hexágono externo, percebeu-se que, quando a carga foi aplicada no dente, foram geradas franjas nas regiões mesial, distal e apical do dente e implante. No entanto, a maior intensidade ocorreu na região mesial do implante, caracterizadas pelo aparecimento de franjas vermelhas. Quando a carga foi aplicada no pântico, as franjas vermelhas diminuíram na região mesial e aumentaram na região apical do implante. Além disso, desapareceram as franjas azuis na região distal e apareceram franjas amarelas no terço apical da região mesial do implante. Analisando-se a carga aplicada no implante, verificou-se o desaparecimento de franjas no dente e a formação de franjas amarelas e vermelhas ao redor de todo o implante, características de grande

concentração de tensões e, nitidamente em maior quantidade em relação à carga aplicada no pântico (Fig. 5).

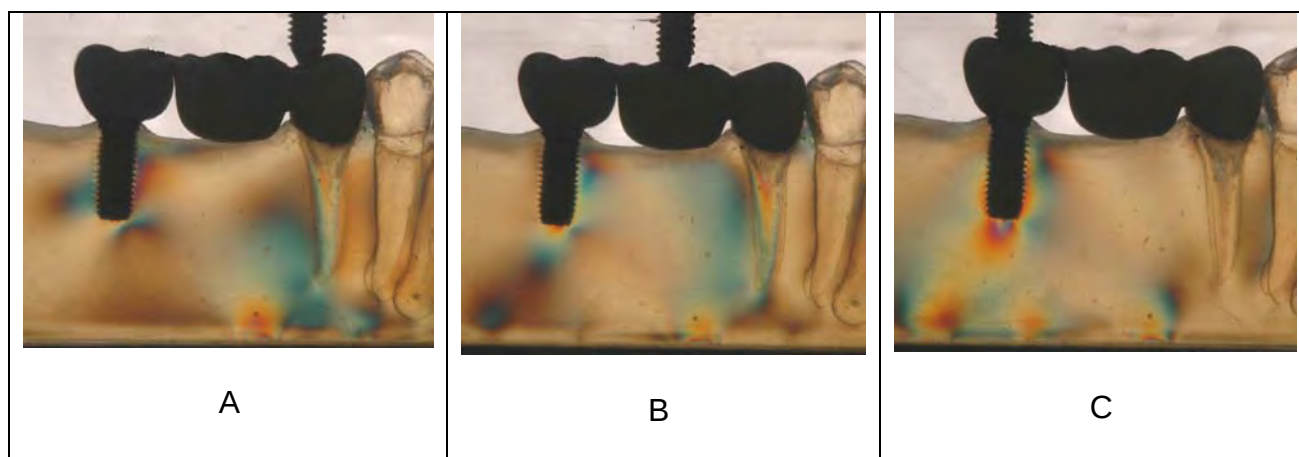


Fig. 5 – Modelo HE–RP: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante

Observando-se o corpo-de-prova com hexágono externo e conexão rígida soldada, verificou-se formação de franjas nas regiões mesial e apical e em toda a região distal do dente quando a carga foi aplicada no mesmo, sem formação de franjas no implante. Quando a carga foi deslocada para o pântico, verificou-se que houve uma diminuição das franjas nas regiões mesial e distal do dente, com início de formação de franjas na apical do implante. Finalmente, quando aplicou-se a carga no implante, verificou-se o desaparecimento quase que por completo das franjas no dente e um aumento acentuado da formação de franjas no implante, especialmente amarelas e vermelhas, nas regiões apical e distal do mesmo (Fig. 6).

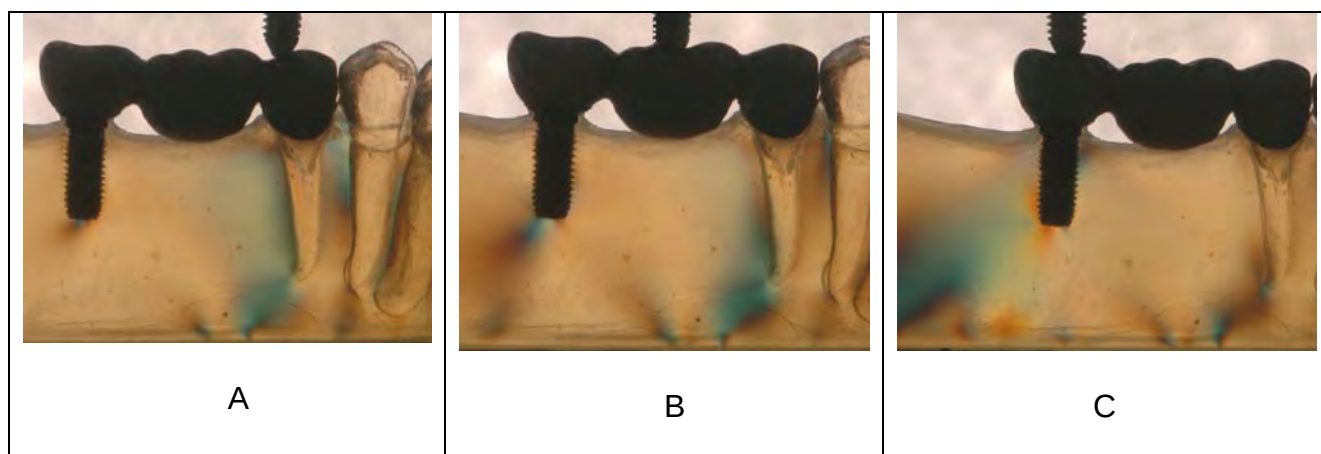


Fig. 6 – Modelo HE-RS: aplicação de cargas: A (dente); B) pântico; C) implante

Analisando-se os corpos-de-prova com implante de hexágono interno e conexão semi-rígida, observou-se que, quando a carga foi aplicada no dente, houve formação de franjas nas regiões mesial, disto-cervical e disto-apical do dente, sendo que, no implante, a formação de franjas foi apenas na região disto-apical. Após a carga ser aplicada no pântico, verificou-se que, as franjas na região disto-apical do dente aumentaram e aquelas na região disto-cervical do mesmo diminuíram. No implante, percebeu-se também um aumento de formação de franjas na região disto-apical do mesmo. Por fim, quando a carga foi deslocada para o implante, percebeu-se no dente uma diminuição das franjas na região mesial e desaparecimento das mesmas na disto-cervical. Já no implante houve um aumento das franjas e conseqüentemente de tensões em todas as regiões (Fig. 7).

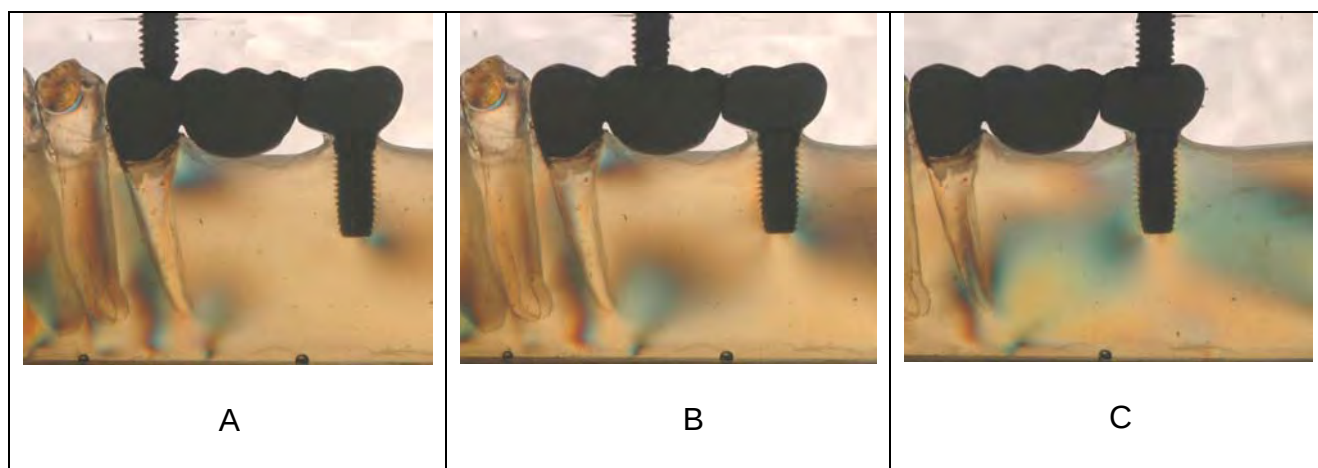


Fig. 7 – Modelo HI-SR: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante

Em relação aos corpos-de prova com implante de hexágono interno e conexão rígida parafusada verificou-se, após aplicação de carga no dente, formação de franjas, inclusive vermelhas, e concentração de tensões nas regiões mesial e disto cervical do mesmo, com ausência das mesmas no implante. No entanto, quando as cargas foram aplicadas no pântico, estas franjas diminuíram no dente e apareceram no implante, especialmente nas regiões apical e disto apical do mesmo. Quando as cargas foram direcionadas para o implante, percebeu-se que, as franjas na região mesial do dente diminuíram mas, aumentaram na região distal, especialmente nos terços apical e médio. Já no implante, percebeu-se um nítido aumento das franjas, especialmente no terço apical da região mesial (Fig. 8).

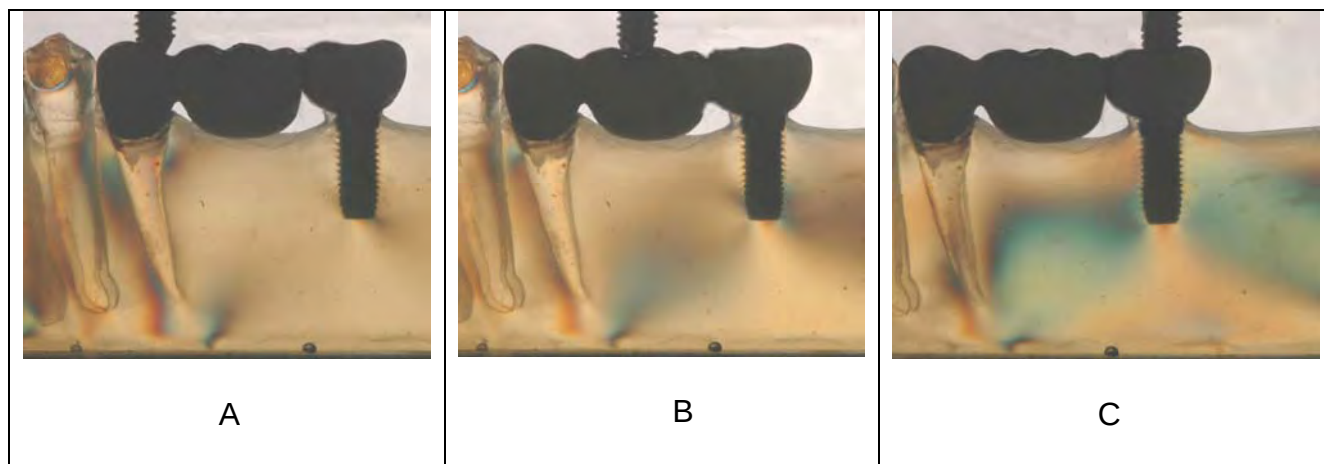


Fig. 8 – Modelo HI-RP: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante

Observando-se os corpos-de-prova com implante de hexágono interno e conexão rígida soldada percebeu-se, após aplicação de carga no dente, uma grande concentração de tensões na região mesial do dente e nenhuma formação de franjas no implante. Porém, quando a carga foi aplicada no pântico, as tensões no dente diminuíram um pouco mas, no implante, elas se tornaram bastante nítidas em todas as regiões mesial, distal e apical. Em seguida, quando a carga foi deslocada para o implante percebeu-se que, as tensões na região mesial do dente desapareceram, tornando-se nítidas em toda a região distal do mesmo. Já no implante, houve uma maior formação de franjas amarelas e vermelhas quando comparadas com a carga aplicada no pântico. No entanto, estas tensões foram distribuídas de maneira mais uniforme entre dente e implante quando comparadas com a carga aplicada no dente e pântico (Fig. 9).

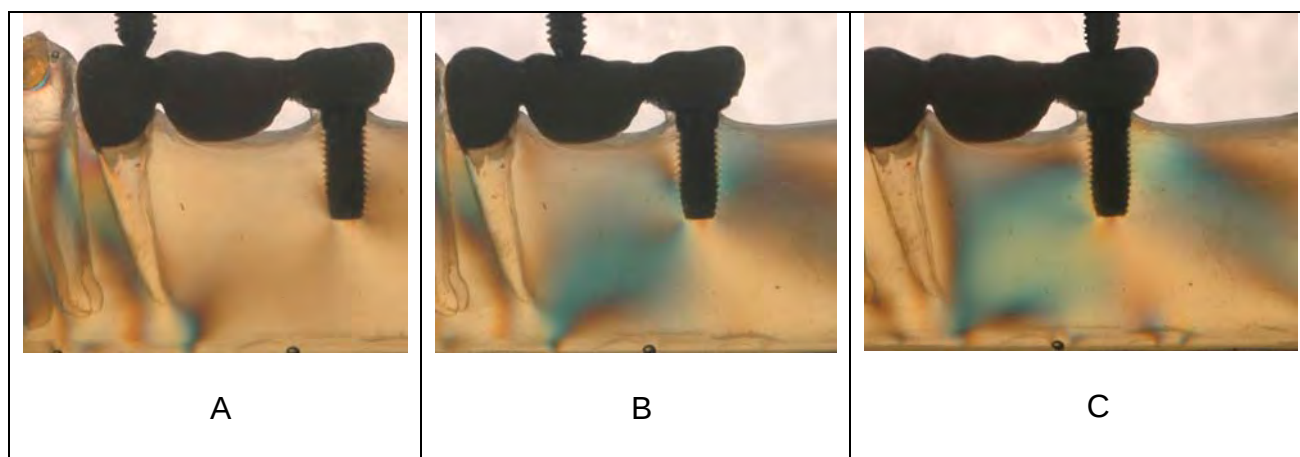


Fig. 9 – Modelo HI-RS: aplicação de cargas: A) dente; B) pântico; C) implante

5 - Discussão

Apesar dos implantes osseointegráveis serem aceitos como uma das melhores opções no tratamento do edentulismo parcial, a sua possível conexão à dentição natural ainda é um ponto de controvérsias devido às diferentes resiliências das estruturas envolvidas.³⁴ Enquanto o grau de movimento do dente é em torno de 50 a 200 μm ⁸, o implante movimenta menos que 10 μm .¹

Observamos na literatura estudos clínicos e laboratoriais de conexões dente-implante para avaliação da distribuição de tensões. São vários os estudos que indicam o conector rígido como alternativa na união dente-implante justificando que sua utilização evitaria a intrusão dental^{3,6,8,11,12}, não havendo risco de sobrecarga no implante uma vez que, o momento de torção no mesmo, estaria abaixo da sua capacidade de carga.⁹

Em contrapartida, são poucos os estudos que sugerem a conexão semi-rígida com a fêmea colocada na coroa do dente^{10,15} ou com a fêmea colocada na coroa do implante.¹ Em nosso estudo, resolvemos colocar a fêmea na coroa do implante para

evitar que houvesse um momento ($M = F.d$) em relação ao implante que é rígido, julgando que seria mais favorável se o momento fosse no dente, uma vez que o mesmo possui um movimento dentro do ligamento periodontal, estando de acordo com Cohen e Orenstein¹, os quais justificaram que tal conduta garantiria a estabilidade do dente evitando a sua intrusão através do suporte fornecido pelo implante. Além disso, o implante seria protegido das forças laterais excessivas através da redução do efeito “cantilever” exercido pela extensão do pântico ao dente.

O efeito “cantilever” caracteriza-se por gerar um momento ou torque sobre os pilares em uma prótese fixa, em função da força aplicada no elemento que se encontra suspenso, ou seja, no “cantilever”. A força sobre o “cantilever” pode ser comparada a uma alavanca Classe I e o pilar mais próximo age como fulcro recebendo a soma de duas cargas. O aumento total desta força está relacionado ao comprimento do “cantilever”, à distância entre os implantes, altura da coroa, direção da força e posição na arcada. Idealmente, o “cantilever” dever estender-se para mesial, ao invés de para distal, para reduzir o total de força oclusal sobre a alavanca.³⁵

Após análise dos três tipos de conexões (semi-rígida, rígida soldada e rígida parafusada) nos modelos com implante de hexágono externo, verificou-se que na conexão semi-rígida (fig. 4), ao aplicar a carga no dente e implante, os suportes comportaram-se quase como retentores individuais com as tensões concentrando-se apenas onde a carga foi aplicada. Isto provavelmente foi devido à ausência do efeito cantilever entre os suportes na conexão semi-rígida. Estes resultados são confirmados pelos estudos de Weinberg e Kruger¹⁰, onde os autores afirmaram, através de considerações biomecânicas, que uma conexão não rígida alivia o

“stress” e a sobrecarga entre as estruturas. Deslocando o ponto de aplicação da carga para o pântico na conexão semi-rígida do modelo de hexágono externo, houve distribuição de “stress” para as estruturas suportes (dente/implante) possivelmente devido à pressão do conector macho do pântico no conector fêmea do implante, caracterizando assim a distribuição de forças entre os dois suportes.

Na conexão rígida soldada (fig. 6), as situações foram semelhantes à conexão semi-rígida pois, os suportes também se comportaram como retentores individuais quando a carga foi aplicada no dente e implante. Este comportamento pode estar associado à presença do agente cimentante atuando na redução do efeito cantilever e na dissipação do “stress”. No carregamento do pântico, ocorreu uma intensidade de “stress” levemente maior do que aquela encontrada na conexão semi-rígida. Estes resultados de certa forma, são confirmados pelos estudos de Nishimura et al⁶ onde os autores, avaliando através do método da fotoelasticidade conectores rígidos e semi-rígidos, encontraram maiores tensões com o uso dos conectores rígidos em relação aos semi-rígidos na conexão dente e implante.

Clinicamente, tais diferenças podem não ser notadas, devido a proximidade de comportamento biomecânico entre as duas situações (conexão rígida soldada e semi-rígida). Todavia, complicações como a intrusão dental podem ser geradas pela interposição de alimentos entre os conectores macho e fêmea no dente.

Na conexão rígida parafusada (fig. 5), quando a carga foi aplicada no dente e pântico, houve uma grande concentração de tensões na região disto apical do dente e na região mésio-apical do implante. No entanto, quando a carga foi aplicada no implante, ocorreu uma grande concentração de tensões em todas as regiões do mesmo (especialmente na mesial e apical) mas, com nenhuma tensão no dente. Entre as conexões estudadas no implante de hexágono externo (figs. 4, 5 e 6) a

conexão rígida parafusada (fig. 5) apresentou a pior distribuição de stress, entretanto, segundo Lindh et al¹², tais níveis de tensão podem ser suportados pelas estruturas visto que, avaliando clinicamente a conexão rígida com parafuso oclusal não encontraram nenhuma perda óssea nos implantes ou efeitos adversos nos dentes naturais na utilização desse sistema de encaixe.

Em relação ao modelo com implante de hexágono interno (figs. 7, 8 e 9), verificou-se que, quando a carga foi aplicada no dente e no implante, não houve diferenças significativas entre os tipos de conexão. Tal fato pode estar associado a maior estabilidade do desenho de hexágono interno onde o aspecto antirotacional aumentado e a forma cônica do encaixe do hexágono interno fornece uma maior estabilidade lateral ao sistema tornando-o mais rígido.²⁸

Analisando-se os três tipos de conexões (semi-rígida, rígida soldada e rígida parafusada) no modelo com implante de hexágono interno (figs. 7, 8 e 9) verificou-se que, na conexão semi-rígida (fig. 7), houve uma maior concentração de tensões na disto-cervical do dente ao mesmo tempo que uma diminuição na intensidade das tensões na primeira metade da mesial, sugerindo a formação de um momento fletor pela liberdade que existe no encaixe de semi-precisão. Comparando-se aos trabalhos de Lin et al¹⁸, este padrão deu-se de forma diferente pois, os autores encontraram maior “stress” no implante quando utilizando a conexão semi-rígida e explicaram que isto aconteceu devido apenas o implante suportar a carga neste tipo de conexão. A explicação para a diferença dos resultados destes autores com os resultados do presente estudo pode estar na localização do conector fêmea pois, enquanto os autores utilizaram este conector na coroa do dente, o presente estudo utilizou-o na coroa do implante.

Na conexão rígida parafusada (fig. 8), houve concentração de tensões na região disto-cervical do dente no entanto em menor intensidade que na conexão semi-rígida. Isso caracterizou também o início da formação de um momento fletor, pelo possível micromovimento que existe na conexão de precisão parafusada. Este micromovimento seria portanto, contrariado pela rigidez e estabilidade do implante de hexágono interno.

Na conexão rígida soldada (fig. 9), quando a carga foi aplicada no dente e no pântico as tensões no dente concentraram-se mais na região mesial. No entanto, quando a carga foi aplicada no implante, as tensões no dente concentraram-se mais na região distal. Neste tipo de conexão o implante passou a ser mais solicitado em relação ao dente uma vez que as forças de momento passaram a atuar no implante. Estes resultados reforçam as afirmações de Weinberg e Kruger¹⁰ de que, quando um dente natural e um implante são unidos rigidamente, o implante é que suporta o dente. Apesar do implante ser mais solicitado que o dente, a diferença entre os dois elementos não foi significativa. Provavelmente isto aconteceu pelo fato da estabilidade e rigidez do implante de hexágono interno ter se igualado à rigidez da conexão rígida soldada, promovendo assim uma melhor distribuição de tensões entre os suportes.

Em seguida, quando avaliou-se o implante de hexágono interno nos três tipos de conexões (figs. 7, 8 e 9), observou-se que as tensões no mesmo ocorreram mais na região apical em relação ao hexágono externo, provavelmente pela maior profundidade de união da prótese ao implante. Estes achados estão concordes aos estudos de Hunt et al²⁹, onde os autores afirmam que, a maior profundidade de retenção da prótese e o componente antirotacional preciso e seguro do sistema de hexágono interno reduzem o stress no colar do implante e no parafuso de retenção.

Entretanto, Cehreli et al³¹, avaliando pelo método da fotoelasticidade a conexão da prótese ao implante, acreditam que a influência da interface prótese-implante ainda não está clara sob o ponto de vista de carga funcional, sendo o carregamento do implante e o tempo necessário para adaptação funcional do osso aos implantes orais mais importantes do que a natureza do próprio implante.

Observando o padrão de tensões gerado entre os modelos com implantes de hexágono externo e interno (figs. 4,5,6,7,8 e 9), verificou-se que com a aplicação de carga no implante, o desenho de hexágono interno apresentou-se com tendência a melhores características de dissipação de stress em relação ao desenho de hexágono externo, apresentando menores tensões em uma maior área. Segundo Krennmair et al³⁰ a transferência do ponto de fulcro do colar do implante (hexágono externo) para próximo ao terço médio do implante (hexágono interno), bem como a maior profundidade de retenção da prótese dentro do implante de hexágono interno, reduzem o braço de potência frente ao comportamento biomecânico, tornando-o mais estável com menor tendência a afrouxamento ou fratura do parafuso e melhorando a dissipação das tensões.

Quando a aplicação de carga ocorreu no pântico e dente, o desenho de hexágono interno (figs. 7, 8 e 9) mostrou-se mais desfavorável em relação ao hexágono externo (figs. 4, 5 e 6). Provavelmente isto ocorreu devido à maior profundidade de retenção da prótese e conseqüente estabilidade, juntamente com os encaixes internos em forma de cantoneira do hexágono interno os quais podem atuar como concentradores de stress durante a rotação ou momento de força gerado pelo cantiléver, podendo assim sob tensão causar microfraturas prejudicando as paredes internas do hexágono e sobrecarregar o sistema diante da dissipação de tensão.^{29,30}

Para que possamos sugerir entre as opções mais viáveis de conexão dente-implante, é importante verificarmos qual estrutura deverá ser protegida. Assim, de um ponto de vista biomecânico, quando o implante recebe a carga, ele por si só, sustenta a força devido à sua resistência. Ao contrário, o dente possui um módulo de elasticidade inferior ao do implante³⁶, sendo mais favorável à ocorrência de fraturas quando submetido à cargas. Portanto, a estrutura a ser mais preservada é o dente.

Sendo assim, as conexões semi-rígida e rígida soldada no modelo de hexágono externo (figs. 4 e 6), apresentaram-se com tendência a uma distribuição mais favorável das tensões quando comparadas à conexão rígida parafusada no modelo de hexágono interno (fig. 8).

Tal comportamento biomecânico entre as conexões acima, pode estar associado a um prejuízo na união dente e implante devido à maior rigidez e estabilidade do desenho de hexágono interno. Entretanto, pesquisas devem ser realizadas para um melhor entendimento desta relação *tipo de conector x desenho do hexágono dos implantes osseointegráveis* na união dente e implante.

6 - Conclusão

Dentro das limitações deste estudo pelo método da fotoelasticidade, foi possível concluir que:

- entre os três tipos de conexões no modelo com implante de hexágono externo, a conexão semi-rígida e a conexão rígida soldada, apresentaram tendências a uma menor intensidade e melhor distribuição das tensões entre os suportes;
- entre os três tipos de conexões no modelo com implante de hexágono interno, a conexão semi-rígida foi a mais desfavorável;

- na associação dente-implante é preferível a utilização do implante de hexágono externo.

7- Referências*

1. Cohen SR, Orenstein JH. The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:230-4.
2. Ericsson I, Lekholm U, Branemark P-I, Lindhe J, Glantz P-O, Nyman S. A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 1986;13:307-12.
3. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, et al. Tooth- implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 2001;14:321-8
4. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects base don finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:334- 41.
5. Naert IE, Duyck JAJ, Hosny MMF, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: an up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:237-44.
6. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999;81:696-703.

* Referências segundo as normas da revista *The Journal of Prosthetic Dentistry*

7. Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K. Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:114-121.
8. Pesun IJ, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ. Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:342-50.
9. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY. Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991;6:177-86.
10. Weinberg LA, Kruger B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1994;78:22-7.
11. Rangert B, Gunne J, Glantz P-O, Svensson A. Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1995;6:40-6.
12. Lindh T, Gunne J, Danielsson S. Rigid connections between natural teeth and implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:674-8.
13. Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C. Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal suport. *J Prosthet Dent* 2005;94:313-20.
14. Gross M, Laufer BZ. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil* 1997;24:863-70.

15. Naert IE, Duyck JAJ, Hosny MMF, Quirynen M, van Steenberghe D. Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients: Part II: an up to 15r-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2001;12:245-51.
16. Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI. Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 1998;80:199-203.
17. Lin C-L, Wang J-C, Kuo Y-C. Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech* 2006;39:453-63.
18. Lin C-L, Chang S-H, Wang J-C, Chang W-J. Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent* 2006;34:682-691.
19. Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years` function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998;80:551-8.
20. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M. Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prostodont* 1999;12:216-21.
21. Hosny M, Duyck J, van Steenberghe D, Naert I. Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study. *Int J Prosthodont* 2000;13:340-6.

22. Lindh T, Bäch T, Nyström E, Gunne J. Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: 2 year report. Clin Oral Implants Res 2001;12:441-9.
23. Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ. A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. Clin Oral Implants Res 2005;16:302-7.
24. Kayakan R, Ballarini R, Mullen RL. Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. J Prosthet Dent 1997;78:391-9.
25. Laufer BZ, Gross M. Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. J Oral Rehabil 1998;25:69-80.
26. Ormianer Z, Brosh T, Laufer B-Z, Shifman A. Strains recorded in a combined tooth-implant restoration: an *in vivo* study. Implant Dent 2005;14:58-62.
27. Sheets CG, Earthman JC. Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. J Prosthet Dent 1997;77:39-45.
28. Balfour A, O'Brien GR. Comparative study of antirotacional single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995;73:36-43.
29. Hunt PR, Gartner JL, Norkin FJ. Choice of a dental implant system. Compend Contin Educ Dent 2005;26:239-248.
30. Krennmair G, Schmidinger S, Waldenberger O. Single tooth replacement with the Frialit-2 system: a retrospective clinical analysis of 146 implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:78-85.

31. Cehreli 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;15:249-57.
32. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. *In vitro* stress analysis of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent 1999;8:141-51.
33. Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for na implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:541-8.
34. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. J Prosthet Dent 2003;89:495-502.
35. Misch CE. Dentes naturais adjacentes sítios multiimplantares: efeito no diagnóstico e plano de tratamento. In: Misch, CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Livraria Santos Editora Ltda; 2006. p. 180-195.
36. Misch CE, Bidez MW. Considerações oclusais para a prótese implantossuportada: oclusão implantoprotégida. In: Misch, CE. Prótese sobre implantes. São Paulo: Livraria Santos Editora Ltda; 2006. p. 472-510.



Anexos

ANEXO A

NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

ANEXO A – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO

THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY

The Official Publication for 31 Leading U.S. and International Prosthodontic Organizations and the Leading in the Field

Guide for Authors

EDITOR

Carol A. Lefebvre

School of Dentistry, AD-1112

Medical College of Georgia

Augusta, GA 30912-1255

Tel: (706) 721-4558

Fax: (706) 721-4571

E-mail: JPD@mail.mcg.edu

All authors must adhere to the following guidelines, which are provided to ensure the expeditious processing of manuscripts. Failure to follow these guidelines may result in the rejection of manuscripts or delays in the review process and publication.

Send manuscripts for publication and related correspondence to: Dr. Carol A. Lefebvre, Editor, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, School of Dentistry, AD-1112, Medical College of Georgia, Augusta, GA 30912-1255. Telephone: (706) 721-4558; facsimile (706) 721-4571; e-mail: jpd@mcg.edu.

Manuscript preparation

- Submit 2 **typed, double-spaced** manuscripts (1 original and 1 copy) with 1-inch margins. Also submit a CD or floppy disk (IBM compatible), with a label identifying the computer system and word processing program used.
- Manuscripts should not exceed **10 to 12 pages** (excluding references, legends, and tables). All pages must be numbered. **The text must conform to acceptable English usage.**
- Use generic drug names (trade names may be listed in parentheses at point of first mention).
- A **product trade name** must be accompanied by a generic term and followed by the manufacturer, city, and state/country in parentheses.
- Authors must use current dental nomenclature. Consult the 8th edition of *The Glossary of Prosthodontic Terms* for accepted terminology. (See *Information for Readers* in "A" pages to obtain a copy.)
- **Identify teeth by name** (eg, maxillary right central incisor) rather than by number.
- The primary author must justify the number of authors if the list

exceeds 4.

Title page:

- No abbreviations should be used in the title. **The title should be as concise as possible and yet define the study's scope, content, and clinical significance.**
- Include each author's full name, title, academic degrees(s), institutional affiliation(s), and location(s).
- If the manuscript was presented before an organized group, specify the name of the organization, the location, and inclusive dates of the event at which the manuscript was presented.
- **List any grant or other financial support** by citing the name of the supporting organization and/or the grant number.
- List the mailing address, business and home telephone numbers, fax number, and (if available) e-mail address of the author who will receive correspondence and reprint requests.

Abstract:

- **A structured abstract is required for all research articles.** It should include the following sections: (1) statement of the problem, (2) purpose of study, (3) material and methods, (4) results, (5) conclusion, and (6) clinical implications. The abstract should be limited to 250 words and typed double-spaced on a separate page. It should contain no abbreviations.
- **Tips** do not need abstracts. The abstract of a **clinical report** or **dental technique** article should summarize the article and the procedure's advantages in 1 paragraph.

Text - types of articles:

- Articles in the Journal can be classified as follows: clinical reports, research studies, technical procedures, literature reviews (overviews), articles on other professional subjects, and tips. All submissions are evaluated by peer review.
- All manuscripts must include a brief statement of the **clinical significance** of the material presented.
- **The clinical report** (1) describes the author's methods for meeting a patient treatment challenge, (2) makes appropriate reference to other treatment methods considered and provides a rationale for the selection of the chosen method, and (3) includes a brief summary. It should be no longer than 4-5 pages and accompanied by no more than 8 quality descriptive illustrations.
- **The research report** (1) clearly states the problem and objective of the research in the form of a null hypothesis, (2) summarizes relevant literature in the introduction, (3) identifies the limitations of the study, (4) describes the research method so that it can be duplicated and judged for

validity, (5) reports the results accurately and briefly, (6) provides a discussion of the findings, and (7) lists the conclusions that may be drawn from the research.

- **The technical procedure** (1) states the objective of the technique, (2) describes the procedures, (3) makes appropriate reference to alternate techniques, (4) discusses the advantages and disadvantages of the technique presented, and (5) is written in a step-by-step "cookbook" manner.
- **The literature review (overview)** accurately records the sequence of development of a particular phase of dentistry. It is brief but complete and provides documentation by references.
- **Articles on other professional subjects** may address such topics as education, communication, ethics, technology, medicolegal problems, theoretical explanations, and analytic comparisons. Although the organizational pattern may vary, the presentation should be logical, effective, and keyed to the Journal audience.
- **Tips from our readers** are brief reports of helpful or time-saving procedures. They should be limited to 2 authors, no longer than 250 words, and accompanied by no more than 2 illustrations.

References:

- References must be identified in the text by superscript Arabic numbers and **numbered in the order that they are cited in the text.**
- All references, except those requiring discussion of new evidence-based information resulting from the study under discussion, should be cited in the Introduction and/or Material and Methods section(s).
- Manuscripts in preparation, personal communications, and other unpublished information are **NOT** cited in the reference list. A personal communication may be cited within the text in parentheses.
- **Abstracts are considered unpublished observations and are not allowed as references.**
- Reference to foreign language publications should be kept to a minimum (no more than 3). They are permitted only when the original article has been translated into English. The English translation should be used and the original language noted in brackets.
- The reference list should appear at the end of the article and be in numeric sequence. Only references cited in the text should appear in this list. The format should conform to that set forth in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (<http://www.icmje.org/>). Journal titles should conform to the abbreviations in the *Cumulative Index Medicus*.
- List up to six authors. If there are seven or more authors, add et al. after the sixth author's name.

EXAMPLES OF REFERENCES FORMAT:

For journal articles: Jones ER, Smith IM, Doe JQ. Occlusion. J Prosthet Dent 1985;53:120-9.

For books: Bolender CL, Carlsson G, Zarb GA, Hickey JC. Boucher's prosthodontic treatment for edentulous patients. 10th ed. St. Louis: CV Mosby; 1985. p. 312-23.

Tables:

- Tables be double spaced and include column heads, footnotes, and data. Any abbreviation used in a table should be explained in a footnote.
- Tables should be numbered according to their order of mention in the text. Each table must be submitted on a separate sheet of paper. Omit border/dividing lines.
- Each table should have a concise title that describes its content. Tables should be self-explanatory and supplement, **NOT duplicate**, the text or accompanying illustrations.
- If a table or any data therein have been published previously, a footnote must give full credit to the original source (see Permissions).

Illustrations:

- Submit **2 glossy unmounted sets** of illustrations (**all black and white or, if color contributes to the value of the manuscript, 1 set of color and 1 set of black and white**). They should be numbered in order of their mention in the text. All prints should be labeled on the back with the figure number and an arrow to indicate the top edge; do NOT write any author's name on the back. Typed labels are preferred; **pencil or ink may smudge stacked illustrations, and pen or pencil pressure may cause writing to show through the emulsion. Submit glossy prints of all illustrations, including slides, original artwork, EMG strips, and graphs.**
- **Typewritten or handwritten lettering is unacceptable.** All lettering should be done professionally, be visible against its background, and be of legible proportion should the illustration be reduced. If a key to an illustration requires artwork (screen lines, dots, unusual symbols), it should be incorporated into the drawing instead of included in the typed legend.
- Photographs should have good black and white contrast or color balance. **Reproductions can be no better than the quality of the originals.** Reproduction does not correct the exposure, sharpen the focus, or improve the contrast of the original print. Any special instructions about sizing, placement, or color should be clearly noted. Illustrations will not be returned unless specifically requested.
- **All microscopic photographs must have a measurement bar and unit of measure on the print.**
- Color illustrations may be submitted when their use contributes significantly to the value of the manuscript. **The editor has final authority to determine whether color illustrations provide the most effective presentation.** A maximum of 2 Journal pages of color, each page containing a maximum of 8 photographs and each photograph measuring

4 inches wide x 3 inches high, will be reproduced free of cost to the author(s) for all articles other than the clinical reports. **Clinical reports are limited to 1 page of color** (8 photographs).

- Electronic illustration submission: Figures may be submitted in electronic format. All electronic images should be at least 5 inches wide. They should be provided in EPS or TIF format on CD or a Zip, floppy, Jaz, or 3.5 MO disk; Macintosh or PC-formatted is acceptable. Graphics software such as Photoshop or Illustrator, **NOT** presentation software such as PowerPoint, CorelDraw, or Harvard Graphics, should be used to create art. Color images should be CMYK and at least 300 DPI. Gray scale images should be at least 300 DPI. Combination gray scale and line art should be at least 1200 DPI. Line art (black and white or color) should be at least 1200 DPI. **All images must be accompanied by a digital proof, not a laser print or photocopy. If the figures are to be reproduced in color, the digital proof must be in color.** This proof will be used at press for color reproduction. Please include hardware and software information, in addition to the file names, with the disk.
- The editor retains the right to limit the number of color illustrations. **The cost of color illustrations that exceed the allowed number will be charged to the author.** Because of the high cost of printing a color page, photographs are grouped to fit 8 to a page. Submitted glossy color prints must be 4 x 3 inches (minimum) to 7 x 5 inches (maximum). Mixed horizontal and vertical arrangement of illustrations makes it impossible to fit 8 photographs per page, and numerous parts per figure (fig. 1, A, B, C, etc.) sometimes total more than the maximum 8 per page. The 8 photograph maximum per page is based on illustrations 4 inches wide x 3 inches high, placed in 2 columns for economy of space.

Figure legends:

- Must be on a separate sheet of paper and numbered to correspond with the figures. If an illustration is taken from previously published material, the legend must give full credit to the original source (see Permissions).
- **Authors are obligated to disclose whether illustrations have been modified in any way.**

Permissions:

- Must be obtained for direct quotations, tables, and illustrations that have appeared in copyrighted material. The author must provide a copy of written permission for their use from the copyright owner and original author along with complete information about the source.
- When photographs of identifiable persons are used, said persons must sign a release consent.

Review process for publication

- Manuscripts are reviewed by the editor, editorial staff, and 1 or more of the following: associate editor, assistant editors, consultants, and/or reviewers. If a conflict of opinion arises, an additional reviewer or special consultant will be asked to serve as an adjudicator. Qualified statisticians review all studies that draw conclusions from statistical evidence.
- Articles accepted for publication are subject to editorial revision. The publisher and editor's office reserve the right to edit all manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and style consistency.
- Three guides to assist authors are available from the editor's office upon request: "Guidelines for Preparing Articles for the *Journal of Prosthetic Dentistry*," "Guidelines for Reporting Statistical Results," and "An Author's Guide to Controlling the Photograph."

Author's identity with commercial products

- Authors who submit manuscripts for possible publication may not directly or indirectly advertise equipment, instruments, or products with which they have personal identity. Statements and opinions expressed in the articles and communications therein are those of the author(s) and not necessarily those of the Editor(s) or publisher. The Editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the Editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; nor do they guarantee any claim made by the manufacturer of such product or service. **Authors must disclose any financial interest that they may have in products mentioned in their articles and any compensation that they will receive from a commercial company upon publication of an article.**

Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement

In accordance with the Copyright Act of 1976, each author must complete and sign a separate copy of the [Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement](#) appearing on the last page of this section. This page may be copied and completed, or the statement can be accessed as a PDF form on the Journal Web site (www.Mosby.com/prosdent). All statements should be mailed or faxed to the Editorial Office at the following address: Editorial Office, The Journal of Prosthetic Dentistry, Medical College of Georgia School of Dentistry, 1120 15th St, AD-1112, Augusta, GA 30912-1255; fax: 706-721-4571.

Overprints (offprints) and custom reprints

- The **corresponding author** of each article receives 25 free "overprints" (offprints), which are overrun pages prepared at the time of journal printing. They may contain the last page of the previous article or the first page of the following article.
- Because of the extremely high cost of preparing color articles, author reprints for articles with color illustrations must be prepared as overprints (overrun pages). Order forms are sent to the corresponding author so that overprints can be ordered before the month of publication.
- **Custom reprints** of articles are prepared after publication, do not contain any pages from preceding or following articles, and must be ordered directly through the publisher, Elsevier, Inc, 11830 Westline Industrial Dr, St. Louis, MO 63146-3318. Single reprints of an article must be obtained from the corresponding author.

Checklist and sequence of manuscript

- Letter of submission
- Signed copyright transfer statement
- Conflict of interest and financial disclaimer statement, if applicable

Original manuscript and 1 copy (typed and double-spaced), all of which include:

- Title page (title of article; full names and academic degrees/affiliations of authors; name, address, telephone and fax numbers, and e-mail of corresponding author)
- Abstract (on separate sheet)
- Article proper
- References (on separate sheets)
- Reprint request line
- Tables (on separate sheets)
- Legends (on separate sheets)
- Illustrations
- Permission to reproduce published material
- Informed consent for patient photographs
- Disk or CD containing electronic file(s) or manuscript contents
- [Copyright Transfer/IRB Approval/HIPAA Compliance Statement](#)

ANEXO B

MATERIAL E MÉTODOS

ANEXO B – MATERIAL E MÉTODOS

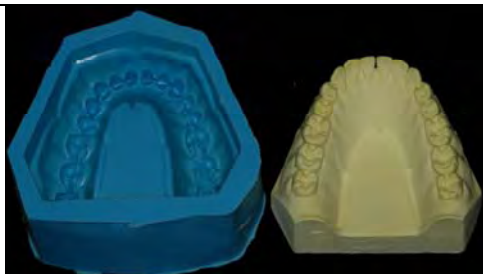


Fig. 10 - Molde do manequim e réplica em gesso especial tipo IV.



Fig. 11 – Preparo do elemento 35

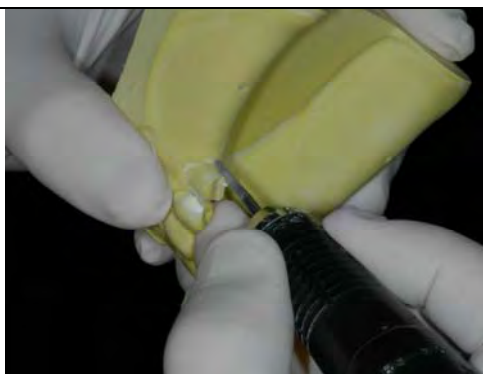


Fig. 12 – Preparo do elemento 45



Fig. 13 - Marca da perfuração acompanhando o paralelismo do elemento 35.



Fig. 14 - Marca da perfuração acompanhando o paralelismo do elemento 45.



Fig. 15 – Modelo com as perfurações realizadas.



Fig. 16 – Análogo do implante HE conectado ao transferente quadrado de moldagem, sendo colocados na perfuração.



Fig.17 – Análogo do implante HI conectado ao transferente quadrado de moldagem, sendo colocados na perfuração.



Fig.18–Modelo com os análogos dos implantes e transferentes quadrados de moldagem em posição

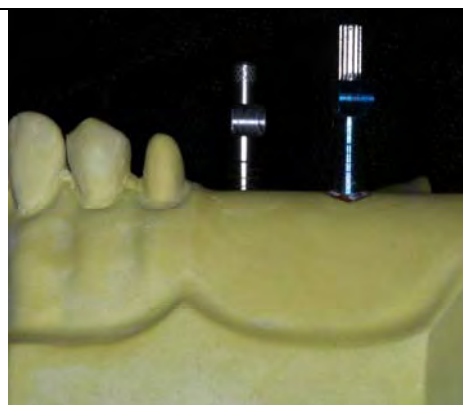


Fig. 19–Modelo com os análogos dos implantes e transferentes quadrados de moldagem em posição.



Fig. 20 – Resina PL-1 e endurecedor (catalisador)



Fig. 21 - Resina PL-2



Fig. 22 – Endurecedor (catalisador) da Resina PL-2



Fig. 23 – Balança de precisão para pesagem da resina e do endurecedor (catalisador)

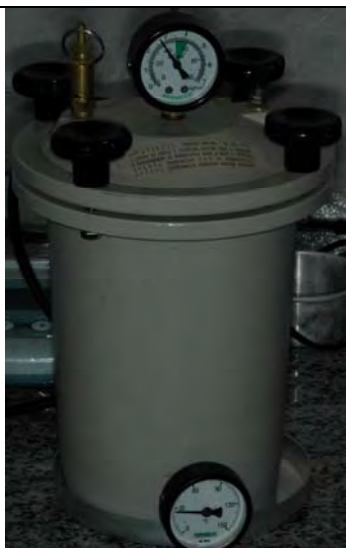


Fig.24–Dispositivo para remoção das bolhas internas dos modelos fotoelásticos durante a presa dos mesmos.



Fig. 25– Modelos fotoelásticos: hexágono interno (esquerda); hexágono externo (direita).



Fig. 26 – Máquina para aplicação das cargas

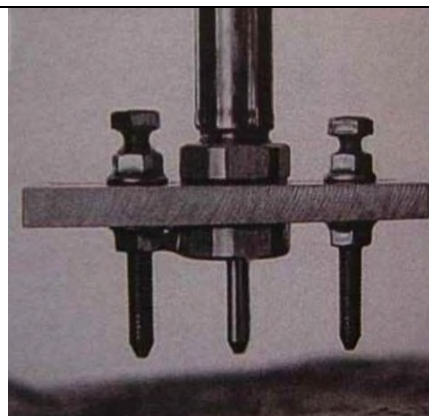


Fig. 27 – Dispositivo aplicador de cargas



Fig. 28 - Polariscópio

ANEXO C

RESULTADOS

ANEXO C – RESULTADOS

LEGENDAS: HI – Hexágono Interno; HE – Hexágono Externo; DO – Controle antes da aplicação de carga no dente; D – Aplicação no Dente; PO – Controle antes da aplicação de carga no Pôntico; P – Aplicação no Pôntico; IO – Controle antes da aplicação de carga no Implante; I – Aplicação no Implante; SR – Semi-Rígida; RP – Rígida Parafusada; RS – Rígida Soldada

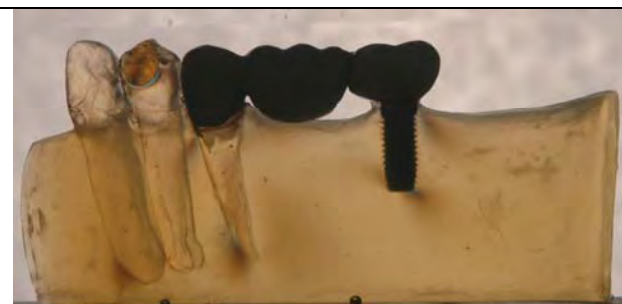


Fig. 29 - Modelo HI-SR-DO

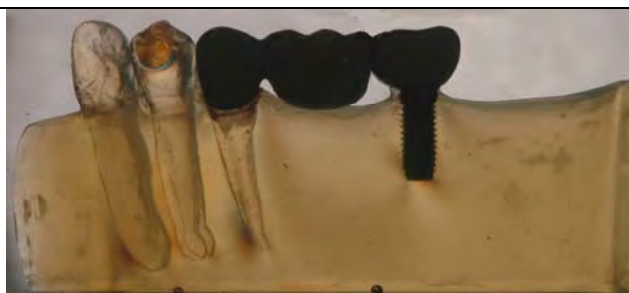


Fig. 30 – Modelo HI-RP-DO



Fig. 31 – Modelo HI-RS-DO



Fig. 32 – Modelo HI-SR-D

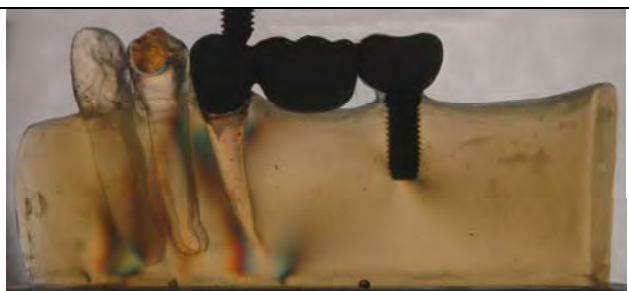


Fig. 33 – Modelo HI-RP-D



Fig. 34 – Modelo HI-RS-D

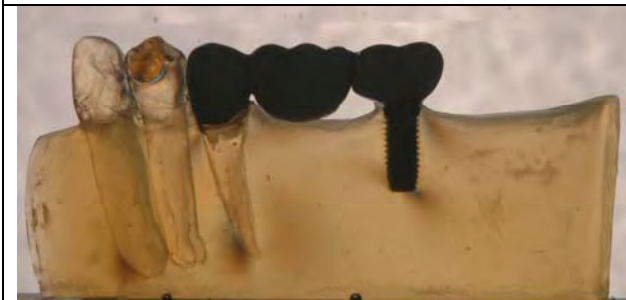


Fig. 35 – Modelo HI-SR-PO

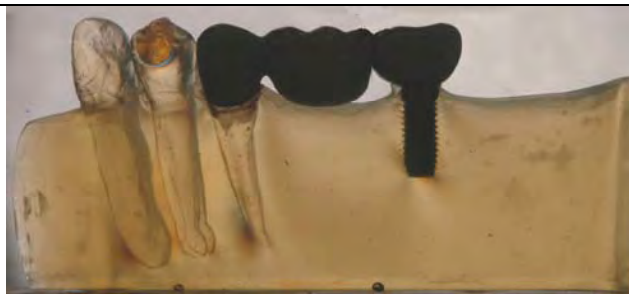


Fig. 36 – Modelo HI-RP-PO



Fig. 37 – Modelo HI-RS-PO

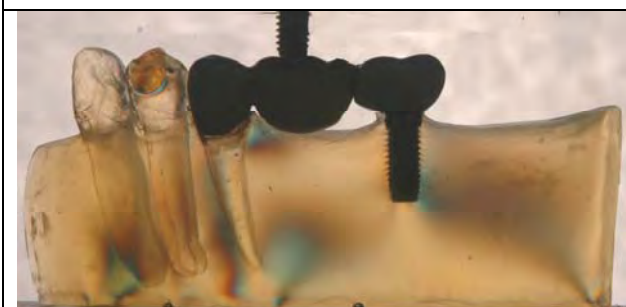


Fig. 38 - Modelo HI-SR-P

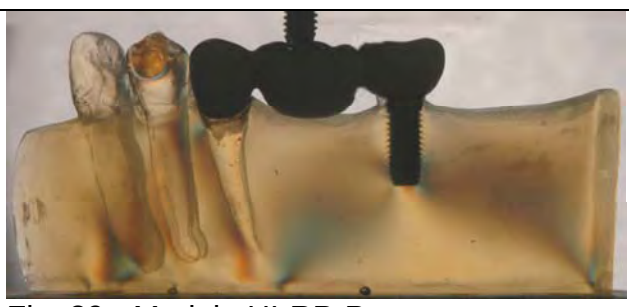


Fig. 39 - Modelo HI-RP-P

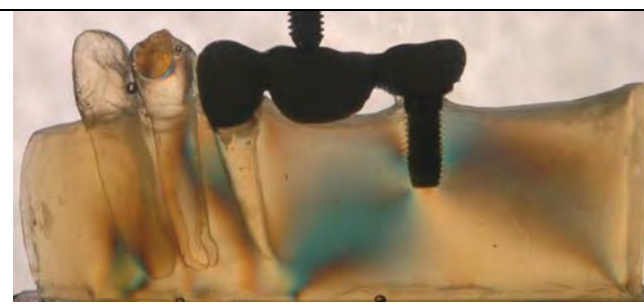


Fig. 40 – Modelo HI-RS-P

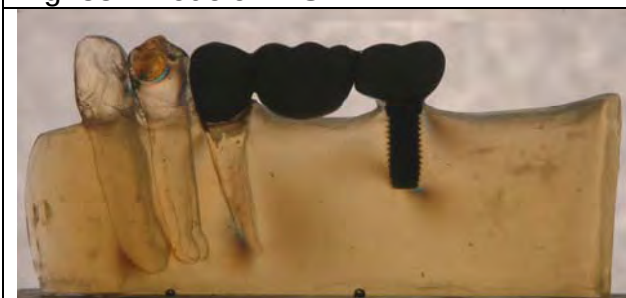


Fig. 41 – Modelo HI-SR-IO

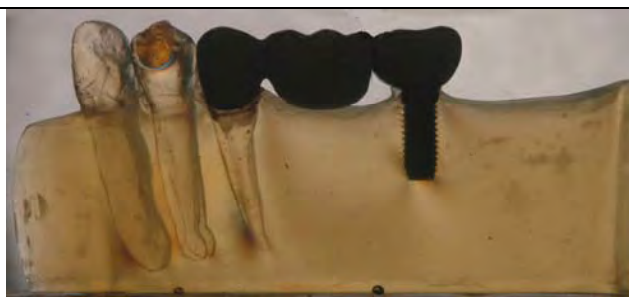


Fig. 42 – Modelo HI-RP-IO

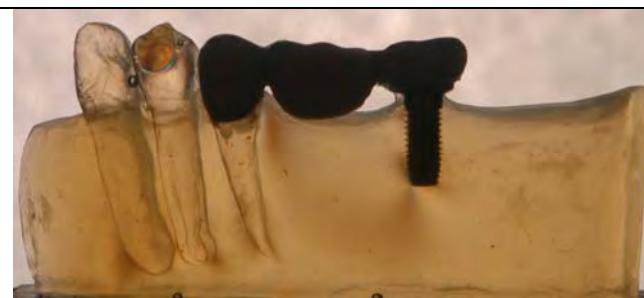


Fig. 43 – Modelo HI-RS-IO



Fig. 44 - Modelo HI-SR-I

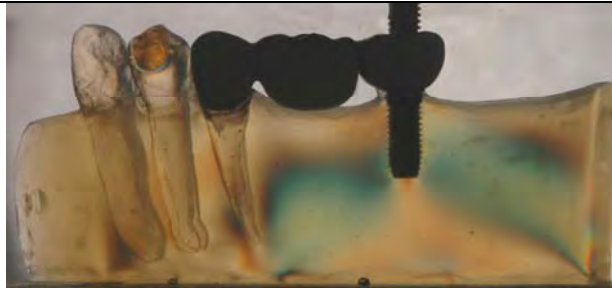


Fig. 45 - Modelo HI-RP-I

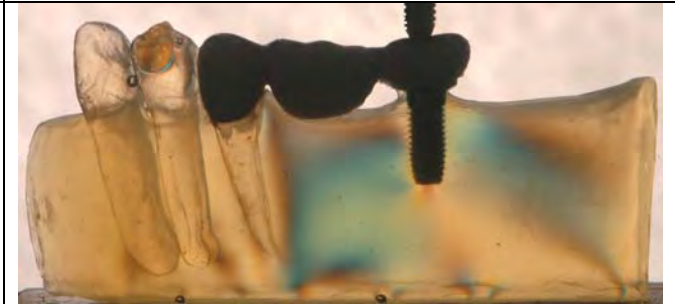


Fig. 46 - Modelo HI-RS-I



Fig. 47 - Modelo HE-SR-DO

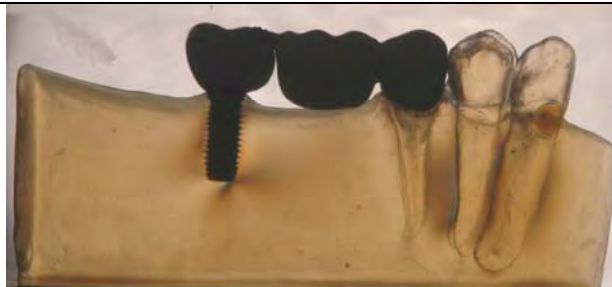


Fig. 48 - Modelo HE-RP-DO



Fig. 49 - Modelo HE-RS-DO

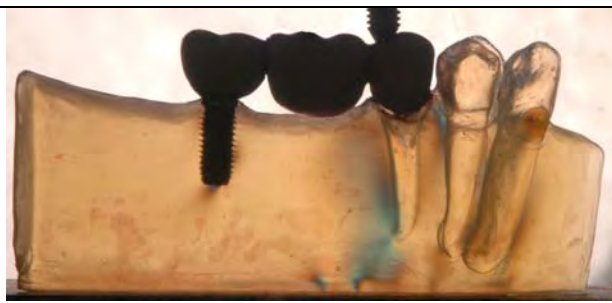


Fig. 50 - Modelo HE-SR-D

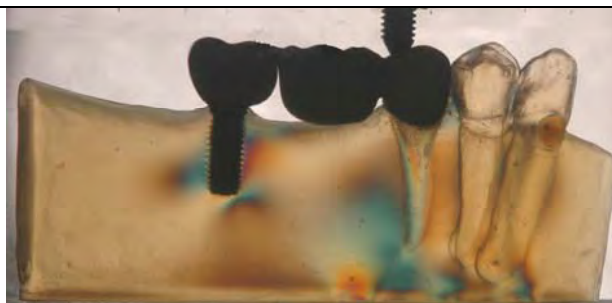


Fig. 51 - Modelo HE-RP-D



Fig. 52 - Modelo HE-RS-D



Fig. 53 – Modelo HE-SR-PO



Fig. 54 – Modelo HE-RP-PO



Fig. 55 – Modelo HE-RS-PO

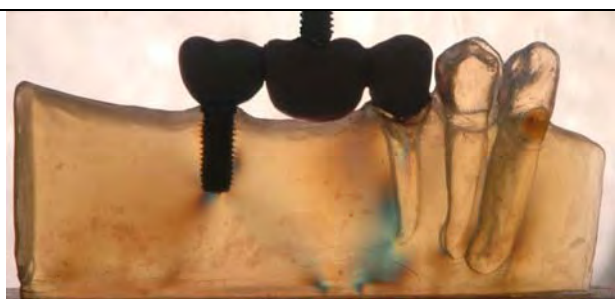


Fig. 56 Modelo HE-SR-P



Fig. 57 – Modelo HE-RP-P

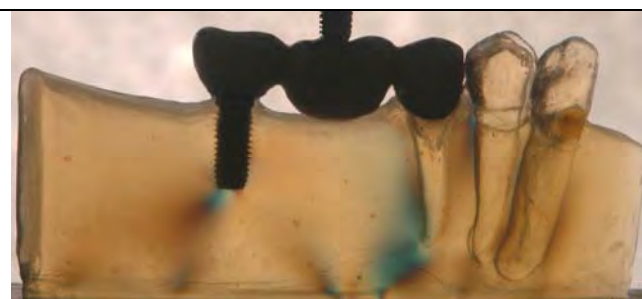


Fig. 58 – Modelo HE-RS-P



Fig. 59 – Modelo HE-SR-IO



Fig. 60 – Modelo HE-RP-IO



Fig. 61 – Modelo HE-RS-IO



Fig. 62 - Modelo HE-SR-I

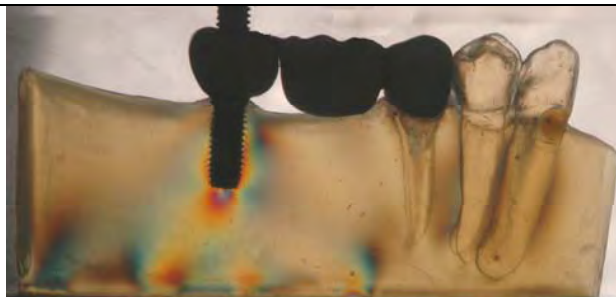


Fig. 63 - Modelo HE-RP-I

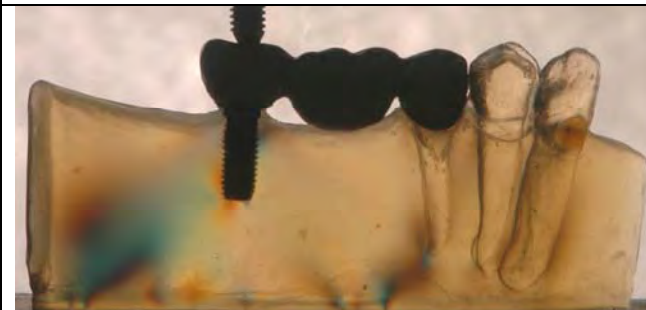


Fig. 64 – Modelo HE-RS-I