

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

**MARCELLO ROBERTO MANZI**

**ESTUDO FOTOELÁSTICO DAS TENSÕES INDUZIDAS EM  
IMPLANTES POR PRÓTESES PARCIAIS FIXAS CIMENTADAS,  
PARAFUSADAS E MISTAS**

MARCELLO ROBERTO MANZI

**ESTUDO FOTOELÁSTICO DAS TENSÕES INDUZIDAS EM  
IMPLANTES POR PRÓTESES PARCIAIS FIXAS CIMENTADAS,  
PARAFUSADAS E MISTAS.**

Dissertação apresentada à Universidade Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre pelo programa de Pós-graduação em Odontologia. Área de concentração em Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

São Paulo  
2006

B. 2012.2614  
Class. U617.69  
Cutter m252e  
Patri nº 3864  
Tipo entidade DOACAO  
Nota Fiscal  
Data rec. 21/10/08  
Preço  
Origem MESTRADO em  
Implantodontia

**Ficha Catalográfica elaborada pela  
Biblioteca Dr. Milton Soldani Afonso – Campus I**

Manzi, Marcello Roberto  
M252e Estudo fotoelástico das tensões induzidas por próteses  
parciais fixas cimentadas, parafusadas e mistas/ Marcello Roberto  
Manzi. Orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk -- São Paulo: 2006.  
88 p.

Dissertação (Mestrado). Área de Concentração em  
Implantodontia. Faculdade de Odontologia da  
Universidade de Santo Amaro.

1. Implantes Dentários
2. Prótese Parcial Fixa
3. Adaptação Passiva
4. Tensão

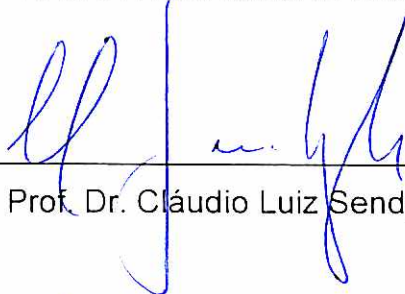
MARCELLO ROBERTO MANZI

ESTUDO FOTOELÁSTICO DAS TENSÕES INDUZIDAS EM IMPLANTES POR PRÓTESES PARCIAIS FIXAS CIMENTADAS , PARAFUSADAS E MISTAS .

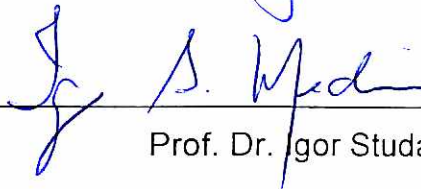
Dissertação apresentada à Universidade Santo Amaro, para obtenção do título de Mestre pelo programa de Pós-graduação em Odontologia. Área de concentração em Implantodontia, sob a orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk.

Data de Aprovação 22 / 9 / 06

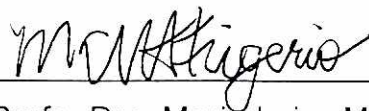
**BANCA EXAMINADORA**



Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk



Prof. Dr. Igor Studart Medeiros



Prof. Dra. Maria Luiza Moreira Arantes Frigerio

CONCEITO

FINAL:

Aprovado

## DEDICATÓRIA

A Deus por oferecer esta conquista em minha vida.

Aos meus pais Ney e Cacilda, por todo apoio, amor e carinho que me dedicam. Pelo constante incentivo aos meus estudos e minha profissão.

Aos meus irmãos Maurício e Marcio pela amizade, respeito e sempre ter uma palavra de incentivo.

A minha avó Maria pelo amor , educação e pela escolha da profissão.

A minha namorada Angélica pela paciência, amor, companherismo e dedicação. Aos seus pais Pimentel e Amanda pelo incentivo.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu amigo e orientador Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk, agradeço os contínuos votos de confiança em mim depositados durante o curso. Agradeço também pela oportunidade de tê-lo como orientador, pois a convivência com ele sempre brinda a oportunidade de um aprendizado. Trata-se de um verdadeiro mestre na Odontologia, pelo seu vasto conhecimento, pela capacidade de comunicação e pela sabedoria com que lida com as relações humanas.

Ao Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela utilização do laboratório.

Aos colegas mestrandos Saul, Norma, Alexandre, Valdir, Diogo, Andréia, Maria Aparecida e Eduardo pela amizade e pelos momentos que passamos juntos, que jamais esquecerei.

Ao Laboratório Vaiazzi, na pessoa do Sr. Antonio Vaiano Junior e equipe, que coordenou os trabalhos laboratoriais com uma enorme dedicação e presteza.

A Conexão Sistema de Próteses, na pessoa do Sr. Rodolfo e do Sr. João Vaiano, pelo incentivo à realização desta pesquisa.

Aos profissionais do Departamento de Prótese da FOUSP, Flavia e Carolina pelo auxílio constante com os procedimentos e metodologias que foram realizados para a conclusão deste trabalho.

Aos pacientes, da razão da existência deste estudo e da minha formação profissional.

A todos que direta e indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho e também na minha formação pessoal e profissional.

"Tudo tem seu tempo e até certas manifestações mais vigorosas e originais entram em voga ou saem de moda. Mas a sabedoria tem uma vantagem: é eterna".

*Baltasar Gracián*

## SUMÁRIO

LISTAS

RESUMO

ABSTRACT

<b>1. INTRODUÇÃO</b>	<b>15</b>
<b>2. REVISÃO DA LITERATURA</b>	<b>17</b>
2.1 Prótese cimentada	17
2.2 Prótese parafusada	22
2.3 Prótese cimentada versus parafusada	28
2.4 Método fotoelástico	38
<b>3. PROPOSIÇÃO</b>	<b>46</b>
<b>4. MATERIAL E MÉTODOS</b>	<b>47</b>
4.1 Material	47
4.2 Metodologia	48
4.2.1 Modelo fotoelástico	48
4.2.2 Bomba de vácuo	51
4.2.3 Corpos de prova	53
4.2.3.1 Prótese parafusada	53
4.2.3.2 Prótese cimentada	54
4.2.3.3 Prótese mista 1	56
4.2.3.4 Prótese mista 2	57
4.2.4 Análise fotoelástica	58
4.2.4.1 Polariscópio	58
4.2.4.2. Ensaio de fotoelásticidade	61
4.2.4.3. Máquina de ensaios universais	62
4.2.4.4 Análise dos resultados	62



<b>5. RESULTADOS</b>	64
5.1 Fotoelasticidade	64
<b>6. DISCUSSÃO</b>	74
<b>7. CONCLUSÕES</b>	82
<b>8. REFERÊNCIAS</b>	83

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo fotoelástico	49
Figura 2 – Moldagem com Silibor modelo	49
Figura 3 – Colocação dos implantes	50
Figura 4 - Resina fotoelástica (PL-2, Vishay Measurements group)	50
Figura 5 - Resina fotoelástica vertida em um Becker, sendo espatulada com um bastão de vidro	51
Figura 6 – Bomba de vácuo	52
Figura 7 – Modelo fotoelástico	52
Figura 8 – Soldagem a laser	54
Figura 9 – Supra-estrutura parafusada	54
Figura 10 - Enceramento da supra-estrutura cimentada	55
Figura 11 – Supra-estrutura cimentada	55
Figura 12 - Enceramento da supra-estrutura mista 1	56
Figura 13 – Supraestrutura mista 1	57
Figura 14 - Enceramento da supra-estrutura mista 2	58
Figura 15- Supra-estrutura mista 2	58

Figura 16 – Arranjo dos filtros e sua respectivas angulações para um polarizador circular ajustado em campo escuro-Adaptado de Ferreira Jr (2003)	59
Figura 17 – A-Máquina de ensaios universais;B-Filtros polarizadores;C-Fonte de luz;D-filmadora digital;E-Áquario contendo óleo mineral	60
Figura 18-Gráfico de French	63
Figura 19 - Pilares esteticone – Torque de 20 N.cm	65
Figura 20 – Supra-estrutura parafusada	65
Figura 21– Pilares de preparo – Torque de 20 N.cm	66
Figura 22 – Supra-estrutura cimentada	66
Figura 23 - Pilares esteticone e de preparo-Torque 20 N.cm	60
Figura 24 – Supra-estrutura mista 1	67
Figura 25 – Pilares esteticone e de preparo – Torque 20 N.cm	68
Figura 26 – Supra-estrutura mista 2	68
Figura 27 –Demonstrativo das análises observadas(coluna a:imagens posterizadas e coluna b:imagens desenhadas) da adaptação passiva	69
Figura 28- Supra-estrutura parafusada com aplicação de carga	70
Figura 29 – Supra-estrutura cimentada com aplicação de carga	70

Figura 30-Supra-estrutura mista 1 com aplicação de carga	71
Figura 31-Supra=estrutura mista 2 com aplicação de carga	72
Figura 32-Demonstrativo das análises observadas(coluna a:imagens posterizadas e coluna b:desenhadas) da aplicação de carga.	73

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Equipamentos e materiais utilizados na pesquisa	47
Quadro 2 – Composição dos corpos de prova	53

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>e-PTFE</b>	membrana de politetrafluoretileno
<b>liga CrCo</b>	liga de cromo e cobalto
<b>MEV</b>	Microscopia Eletrônica de Varredura
<b>MT</b>	Medida de Tensão
<b>PPFs</b>	Próteses Parciais Fixas

## RESUMO

O uso de próteses implantossuportadas tornou-se uma modalidade terapêutica altamente difundida e confiável para a reabilitação de pacientes edêntulos. O sucesso desta terapia está associado a um equilíbrio entre fatores biológicos e mecânicos. Em próteses sobre implantes, a retenção se faz por meio de parafusos ou cimentos, entretanto não existe um consenso na literatura sobre a melhor opção. O objetivo deste trabalho foi verificar qualitativamente o comportamento biomecânico da transmissão de tensão por próteses implantossuportadas cimentadas, parafusadas e mistas, durante a adaptação passiva e com aplicação de 100 N de carga compressiva através do método fotoelástico. Foi duplicado um modelo de gesso baseado em uma secção posterior de mandíbula, vazado com resina fotoelástica, onde utilizou-se cinco implantes de hexágono externo (Conexão, São Paulo – SP), paralelos entre si e equidistantes em 7 mm de centro a centro. Após a obtenção do modelo fotoelástico, as próteses foram instaladas sobre o modelo, este arranjo foi posicionado em um aquário contendo óleo mineral e colocado em um polariscópio circular para realização dos testes. As imagens obtidas evidenciaram que a prótese parafusada apresentou nível de tensão superior quando comparada as próteses cimentada e mistas, principalmente concentrado na região cervical e apical dos implantes quando submetidos a carga compressiva. Em relação à adaptação passiva, todas as próteses apresentaram moderado nível de tensão, provavelmente devido às imprecisões laboratoriais, modelo de fabricação e moldagens.

Palavras-chave: Implantes dentários. Prótese parcial fixa. Adaptação passiva.  
Tensão a compressão

## ABSTRACT

The use of implant-supported dentures became a highly spread and reliable therapeutic modality for the rehabilitation in edentulous patients. The success of this therapy is associated to a balance between biological and mechanical factors. Since the osseointegration is present, it is necessary to know the effects of each step of the rehabilitation on the interface bone-implant. In implant-supported dentures, the retention is provided through screws or cements; however, there is no consensus in the literature regarding to the best option. The aim of this work was to verify the mechanical behavior of loads transmission in implant-supported dentures cemented, screwed and mixed, and to qualify the passive adaptation and loads distribution of superstructures in three levels: high, medium and low. A photoelastic analysis was provided to evaluate the stress transferred to the implants in fixed partial dentures placement after compressive load application of 100N. The results evidenced that screwed prostheses presented superior level of tension compared to the cemented and mixed ones. In relation to the passive adaptation, all of the superstructures presented some tension level, probably due to the laboratorial imprecision, production model and castings.

Key-words: Dental Implants. Fixed Partial Dentures. Passive Adaptation. Compressive Tension.



## 1 INTRODUÇÃO

Os implantes osseointegrados representam, na Odontologia, uma alternativa de tratamento que pode ser considerada como a primeira opção reabilitadora na ausência de um ou mais elementos dentários naturais. A introdução do conceito de osseointegração por Bränemark (1969) tornou possível oferecer aos indivíduos edêntulos um recurso protético adicional de retenção e estabilidade, que proporciona resultados funcionais, estéticos e psicológicos.

O comportamento biomecânico das próteses sobre implante, especialmente entre a adaptação passiva e as tensões geradas no implante e nos tecidos adjacentes, tem merecido atenção dos pesquisadores. A escolha entre uma retenção por parafusos ou cimentos exerce uma grande influência no plano de tratamento final, já que atinge, de maneira direta, a força transmitida aos componentes e a interface osso-implante segundo Kenneth e Reena (1999). Não há evidências de que um método de retenção seja superior ao outro, porém são mencionadas vantagens em cada um dos sistemas. Assim, a principal vantagem das próteses parafusadas está relacionada à sua reutilização, enquanto, nas cimentadas, são destacadas a estética e a oclusão, além da simplicidade de fabricação e redução dos custos dos componentes. (Fernandes Neto, Neves, Prado, 2002).

A análise fotoelástica tem sido amplamente utilizada na Odontologia para estudar a distribuição de tensões ao redor das próteses parciais removíveis (Thayer e Caputo 1980) ou fixas (Ueda et al 2004) e de implantes osseointegrados (Federick, Caputo, 1996). Essa técnica propicia uma visão bidimensional, fornecendo

informação relativa da magnitude e concentração de tensão (French et al 1989). Assim, testes de tensão programados foram utilizados para determinar a transferência de tensão por próteses parafusadas, cimentadas e mistas aos implantes, com o objetivo de os resultados obtidos serem de interesse clínico. Este trabalho pretende também observar qualitativamente a tensão gerada nos implantes durante a instalação e aplicação de forças axiais de 100 N em regime compressivo sobre cada tipo de prótese: cimentada, parafusada e a combinação de ambas.

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Prótese cimentada

Breeding et al. (1992) compararam as forças retentivas de peças fundidas cimentadas em pilares de implantes de titânio usinados e em dentes pré-molares de humanos com três agentes de união provisórios. Foram testadas também as forças retentivas de peças fundidas em pilares de implantes de metais nobres cimentados em pilares de titânio, com três agentes de união permanentes secos e subsequentemente armazenados em solução salina fisiológica a 0,9% durante 30 dias, a uma temperatura de 37°C. Os resultados não evidenciaram diferenças estatisticamente significativas nos valores retentivos entre as peças cimentadas nos pilares de titânio e no dente natural. O agente de união de óxido de zinco e eugenol Temp Bond exibiu força retentiva média menor que o óxido de zinco reforçado IRM e que o agente de união à base de hidróxido de cálcio. Nos pilares cimentados com ionômero de vidro, que foram armazenados em solução salina, observou-se força retentiva média significativamente mais alta do que nos cimentados com Core Paste ou resina Resiment. Com base nos resultados obtidos, pôde-se concluir que as supra-estruturas provisoriamente cimentadas com Temp Bond, IRM ou hidróxido de cálcio podem ser removidas dos pilares do implante sem alterar a fixação do pilar ou a união do implante.

Singer e Serfaty (1996) realizaram um estudo retrospectivo durante três anos sobre próteses parciais fixas (PPFs) cimentadas em pilares de implantes em

indivíduos parcialmente edêntulos. A amostra constou de 70 indivíduos (29 do sexo masculino e 41 do feminino) na faixa etária entre 19 e 71 anos, com média de idade de 45 anos, compreendendo 92 PPFs metalo-cerâmicas instaladas e cimentadas provisoriamente com Temp Bond ou IRM, 35 na maxila e 57 na mandíbula. No total, foram colocados 225 implantes, 86 na maxila e 139 na mandíbula, apresentando pilar parafusado e porção interna hexagonal, examinados clínica e radiograficamente quanto à osseointegração antes do início dos procedimentos protéticos. Foram observadas complicações relacionadas à falha do cimento, fratura da porcelana, perda do parafuso central e do implante. Todas as ocorrências de falha do cimento aconteceram no primeiro ano de uso, quatro casos, porém, sucederam-se nos primeiros 6 meses e cinco casos, no período entre 7 e 12 meses após a cimentação. A fratura da porcelana ocorreu em dois intervalos de tempo distintos, no primeiro mês e 12 meses após a cimentação.

Pauletto et al. (1999) relataram o caso clínico de indivíduo do sexo masculino com 18 anos de idade que apresentava incisivo lateral maxilar severamente reabsorvido, tendo sido indicada sua substituição por uma coroa implantossuportada. Um implante Bränemark de 3,75 x 15 mm foi colocado no momento da extração dentária, e uma membrana de politetrafluoretileno (e-PTFE) foi utilizada para induzir a formação óssea ao redor do implante, sendo removida após oito semanas em função de sua exposição. A cicatrização durante o período de integração remanescente foi imperceptível e, no momento da colocação do pilar, observou-se total formação óssea que se estendia acima do parafuso do implante. Procedeu-se, então, à colocação de um pilar CeraOne com conseqüente reabilitação, por meio de uma coroa unitária de porcelana. O indivíduo retornou após quatro anos apresentando inchaço e coleção purulenta localizada no tecido mole

vestibular, decorrentes da recimentação da coroa do implante. Após a exposição da área comprometida por meio de elevação de retalho, constatou-se excesso de cimento de fosfato de zinco ao redor da circunferência do implante, o qual foi removido e a coroa substituída. Os autores enfatizaram a importância das reavaliações pós-operatórias devido às alterações precoces (sinais clínicos de inflamação, sangramento à sondagem e presença de exsudato) ou reações do tecido periimplantar (excesso de cimento residual), que podem ocorrer durante a primeira semana pós-cimentação.

Michalakis, Pissiotis e Hirayama (2000) avaliaram a resistência retentiva de próteses implantossuportadas retidas por quatro agentes de cimentação provisória. Os cimentos ImProv, Nogenol, Temp Bond e Temp Bond NE foram testados sobre próteses fixas de quatro unidades suportadas por dois e quatro implantes 375 x 15 mm (Nobel Biocare). Pilares UCLA hexagonais (Lifecore) foram fundidos em ouro e fixados aos implantes, que foram incluídos em blocos de resina acrílica autopolimerizável. A cimentação foi realizada aplicando 0,01 ml na parte interna da prótese, assentando-a sobre o pilar, mantendo uma carga axial controlada de 5 kg por 10 minutos, e armazenada em 100% de umidade a 37°C por 23 horas e 50 minutos. O cimento ImProv mostrou os maiores valores de resistência retentiva nos dois tipos de próteses testadas, seguido pelo Temp Bond NE, Temp Bond e Nogenol.

Akça, Iplikçioğlu e Çehereli (2002) compararam a força de resistência uniaxial de cimentos, provisórios ou definitivos, utilizados em coroas implantossuportadas. Para tanto, sete amostras de quatro diferentes pilares (n=28) foram confeccionadas em liga de ouro, prata e paládio, retidas por meio de três cimentos, policarboxilato, ionômero de vidro e fosfato de zinco. Após o armazenamento das amostras em

saliva artificial por 24 horas, foram realizados os testes de tensão. A força de resistência uniaxial mais elevada foi registrada para os cimentos de poliacrilato, os demais exibiram, significativamente, menores falhas à tensão. A força de resistência uniaxial dos cimentos, nos pilares exibiu diferentes tendências; foi necessária, entretanto, uma força maior para a remoção das coroas cimentadas nos pilares mais longos, e os cimentos de ionômero de vidro e de fosfato de zinco puderam ser utilizados para o aumento da sustentação das coroas implantossuportadas. De acordo com os resultados obtidos, pôde-se concluir que as cimentações provisórias são mais adequadas para restaurações suportadas por implantes múltiplos.

Mansour et al. (2002) testaram a retenção de *copings* metálicos fabricados para ajuste em encaixe único e de um pilar de face nivelada e de titânio sólido, por meio de seis tipos de cimentos: óxido de zinco livre de eugenol (Temp Bond), óxido de zinco eugenol (IRM), fosfato de zinco (Hy-Bond), ionômero de vidro modificado por resina (Protec Cem), poliacrilato de zinco (Durelon) e cimento resinoso (Panavia 21). Dez implantes ITI de 3,8 mm parafusados foram montados em blocos de resina acrílica, e um pilar de titânio sólido foi colocado em cada implante, submetido a torque de 35 N.cm. A carga requerida para soltar cada *coping* foi registrada, e os valores médios foram calculados para cada grupo. Os resultados mostraram os seguintes valores médios para cada cimento utilizado: Temp Bond, 3,18; IRM, 9,25; Hy-Bond, 10,9; Protec Cem, 18,98; Durelon, 23,55 e Panavia 21, 36,53. Dentro das limitações desse estudo *in vitro*, os resultados não sugeriram qual cimento apresenta maior capacidade de retenção, isso ocorreu, provavelmente, devido às características da superfície do pilar de titânio.

Alfaro et al. (2004) investigaram a capacidade de retenção de 11 materiais

usados em restaurações implantossuportadas retidas por cimento. A carga necessária para remover cada coroa foi mensurada 30 minutos após a cimentação, em condições secas (22°C) e depois do armazenamento em solução salina (37°C). Dentro das limitações dessa investigação *in vitro*, a um curto prazo, as seguintes conclusões foram delineadas pelos autores: para o teste de 30 minutos, os cimentos foram agrupados em seis níveis ascendentes quanto à retenção: Grupo 1, Silastic e Temp Bond + geléia de petróleo; Grupo 2, Reprisil; Grupo 3, Impregum e TempoCem; Grupo 4, TempoCem e Temp Bond; Grupo 5, TNE e Dycal e Grupo 6, Improv e Fynal; porém, para o teste de 72 horas, os cimentos foram dispostos em apenas quatro níveis de retenção: Grupo 1, Temp Bond + geléia de petróleo e Reprisil; Grupo 2, Temp Bond, Impregum, Silastic e TempoCem; Grupo 3, TNE e Dycal e Grupo 4, Fynal e Improv. O armazenamento dos espécimes em solução salina durante o período de 72 horas induziu redução significativa dos valores retentivos dos cimentos Reprisil, Temp Bond, Fynal, Improv e Dycal e aumento no Silastic e fosfato de zinco quando comparados aos valores obtidos 30 minutos após a cimentação.

Pan e Lin (2005) avaliaram a força retentiva de sete agentes de união em diferentes grupos de implantes com restaurações retidas por cimento. A amostra constou de 56 pilares, 56 análogos e supra-estruturas fundidas distribuídos aleatoriamente em sete grupos: cimentos definitivos, incluindo o fosfato de zinco, Advance, All-Bond 2, Panavia F e policarboxilato Durelon, e provisórios, incluindo o Temp Bond e ImProv. Depois da cimentação das supra-estruturas sobre os pilares do implante, os espécimes foram submetidos às máquinas de mastigação (75 N e 100.000 ciclos) e à máquina de termociclagem (1.000 ciclos) a uma temperatura de 55°C. Foram obtidos os seguintes valores para as cargas resultantes em falhas dos

cimentos testados: fosfato de zinco,  $1,225 \pm 0,229$  MPa; Advance,  $1,205 \pm 0,197$  MPa; All-Bond 2,  $1,752 \pm 0,211$  MPa; Panavia F,  $1,679 \pm 0,176$  MPa; poliacarboxilato Durelon,  $0,535 \pm 0,161$  MPa; Temp Bond,  $0,274 \pm 0,079$  MPa e ImProv,  $0,319 \pm 0,107$  MPa. Diferenças estatisticamente significativas foram observadas entre os cimentos resinosos All-Bond 2, Panavia F, fosfato de zinco, ionômero de vidro e poliacarboxilato Durelon e os provisórios ImProv e Temp Bond. Os cimentos resinosos All-Bond 2 e Panavia F apresentaram valores mais elevados para as cargas de fracasso em comparação aos outros tipos de cimento.

## 2.2 Prótese parafusada

Jaarda, Razzoog e Gratton (1994) determinaram se a pré-carga aplicada aos parafusos da prótese implantossuportada causaria resistência à tração. A amostra constou de 30 parafusos de ouro Nobelpharma distribuídos em dois grupos: Grupo 1 (n=15), parafusos apertados com torques de 6, 10 e 15 N.cm, e Grupo 2 (n=15), torques de 0, 10 e 20 N.cm, sendo determinados os valores de resistência à tração. Não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os grupos avaliados, porém, de acordo com o teste *t* pareado, ocorreu diferença quando foi aplicado torque de 10 N.cm aos parafusos.

Binon (1996) determinou a estabilidade média do parafuso submetido à carga não axial com 133 ciclos de Nand e 11 movimentos verticais por minuto. Foi avaliada uma série de 10 pilares de titânio usinados e não segmentados do tipo ASTM Grade 23 (tipo UCLA), com hexagonais internos variando de 0,1065 a 0,1110 polegadas.



Os resultados evidenciaram desadaptação rotacional entre os hexágonos interno e externo, variando em  $1,94^\circ$  para o pilar menor e  $14,87^\circ$  para o maior, e falhas no parafuso de retenção, oscilando entre 134 mil e 9,3 milhões de ciclos. De acordo com os dados obtidos, foi possível estabelecer uma correlação direta entre a desadaptação rotacional e o afrouxamento do parafuso, na qual uma desadaptação rotacional de  $2^\circ$  propicia maior estabilidade e previsibilidade na junção do parafuso do implante.

Cheshire e Hobkirk (1996) realizaram um estudo *in vivo* para investigar o ajuste de cinco supra-estruturas sobre mandíbula fabricadas em implantes Nobel Biocare, utilizando-se de um material de moldagem à base de polivinil-siloxano para o registro de discrepâncias. Esses dados foram obtidos de mensurações realizadas quando os parafusos do cilindro de ouro foram maximamente apertados à mão e por meio de torque dirigido (10 N.cm). Os resultados mostraram que as discrepâncias verticais para os pilares apertados à mão e mecanicamente variaram de 0  $\mu\text{m}$  a 63  $\mu\text{m}$  e de 0  $\mu\text{m}$  a 130  $\mu\text{m}$ , respectivamente. Em relação às horizontais, os valores variaram de 0  $\mu\text{m}$  a 140  $\mu\text{m}$  para os pilares mecanicamente apertados e de 0  $\mu\text{m}$  a 113  $\mu\text{m}$  para os ajustados à mão.

Artzi e Dreiangel (1999) descreveram uma técnica para manter a estabilidade do parafuso de fixação da supra-estrutura protética, baseada no travamento de uma barra hexagonal e no hexágono da cabeça do parafuso. Para a realização da técnica, foram utilizados os seguintes componentes: barra de titânio hexagonal, cinta de borracha, chave hexagonal de 1,27 mm e parafuso de fixação. A barra adaptou-se precisa e firmemente dentro da parte fêmea do parafuso de fixação. Antes de o parafuso ser apertado, foi verificado se a supra-estrutura estava passivamente estabilizada no hexágono externo do implante. A prótese foi posicionada no

implante, e o parafuso apertado de acordo com o torque recomendado pelo fabricante. Uma radiografia periapical determinou essa posição, em seguida, a barra hexagonal foi inserida dentro do parafuso de fixação, e a cinta de borracha serviu como uma camada de isolamento. Aplicou-se, então, a resina composta, que serviu como material de fixação da barra e também para vedar o orifício de abertura para acesso do parafuso; finalmente, cortou-se a barra abaixo do nível oclusal da coroa. A amostra constou de 120 restaurações unitárias parafusadas colocadas em 100 pacientes, sendo 75 instaladas na região do 1º e 2º pré-molar, 40 na região do incisivo e 15 na região posterior molar. Durante as avaliações de acompanhamento mensais, foi observado que todas as restaurações permaneciam fixas, especialmente as da região molar, com planos oclusais extensos e grandes forças oclusais. Não foi observado afrouxamento ou fratura do parafuso.

Gross, Abramovich e Weiss (1999) avaliaram o grau de microinfiltração na interface de cinco sistemas de implantes aplicando-se torques variados. Foi determinada a microinfiltração em implantes Bränemark, Sulzer Calcitek, 3i, ITI e Steri-Oss por espectrofotometria, utilizando-se sondas dirigidas por um sistema de pressão de 2 ATM. Foi observada microinfiltração na interface pilar-implante em todos os sistemas, com variabilidade entre amostras e torques finais. Como o torque final aumentou de 10 N.cm para 20 N.cm em relação ao recomendado pelos fabricantes, a microinfiltração diminuiu significativamente para todos os sistemas. A análise de variância mostrou interação significativa entre os torques finais e o tempo de ocorrência de microinfiltração e entre os sistemas e a ocorrência de microinfiltração. Os resultados indicaram que os fluidos e as moléculas menores foram capazes de atravessar a interface de todos os dispositivos estudados.

Lang, May e Wang (1999) estudaram a força transmitida ao implante durante

o torque dos pilares intermediários na ausência e com a utilização do contra-torque. No trabalho, utilizaram-se 40 implantes Bränemark®, que foram posicionados em um dispositivo especial capaz de mensurar as forças que incidiam sobre os implantes (Tohnichi® BTG-6), e 10 pilares intermediários CeraOne®, 10 pilares Estheticone®, 10 pilares Auradapt®. As amostras de cada grupo foram distribuídas em dois grupos; em um, foi dado o torque com o contra-torque, sendo, em média, 91% do torque recomendado transmitido para a interface implante-osso, na ausência do contra-torque. Em todos os sistemas de pilares intermediários, menos de 10% do torque recomendado foi transmitido ao implante quando o contra-torque foi usado.

Behneke, Behneke e d'Hoedt (2000) realizaram um estudo longitudinal para avaliar a efetividade dos implantes ITI parafusados instalados em indivíduos parcialmente edêntulos. A amostra constou de 114 implantes ITI parafusados colocados consecutivamente em 55 indivíduos, restabelecidos com 68 próteses fixas. Os indivíduos foram acompanhados por um período de cinco anos, sendo avaliados parâmetros relacionados ao sucesso dos implantes e às reações longitudinais dos tecidos duros e moles periimplantares. Durante o período de avaliação, 5 implantes falharam e 15 deixaram de ser acompanhados, resultando em uma taxa de sobrevivência cumulativa de 95,3% após cinco anos de carga. A análise do sucesso incluiu eventos adicionais estritamente definidos: 1ª ocorrência de perda óssea marginal  $\geq 4$  mm, 1ª ocorrência de profundidade de bolsa  $\geq 4$  mm e 1ª ocorrência de volume de fluido crevicular  $> 2,5$  mm, resultando em uma taxa de sucesso cumulativa de 89,0%. A perda média de osso marginal foi de 0,7 mm entre a colocação do implante e o tratamento protético e de 0,5 mm entre a colocação da prótese e a avaliação de cinco anos. A incidência de superfícies linguais e palatinas afetadas por depósitos de placa bacteriana aumentou em 13% após a colocação da

prótese e 23% após cinco anos. Os parâmetros índice de sangramento do sulco, profundidade de sondagem, nível de inserção e volume do fluido crevicular permaneceram praticamente inalterados, indicando uma resposta do tecido mole dentro dos níveis fisiológicos. A maioria das complicações mecânicas ocorreu durante o primeiro ano de carga e foi relacionada ao afrouxamento do parafuso oclusal, que ocorreu em 8 das 68 reabilitações (12%).

Watanabe et al. (2000) analisaram as tensões criadas ao redor dos implantes do Sistema IMZ, após quatro tipos de supra-estruturas diferentes serem parafusadas. Foram incluídos três implantes IMZ no centro de um bloco de poliuretano, sendo 16 supra-estruturas confeccionadas por meio de quatro métodos: peça fundida, peça fundida/separada/soldada, peça soldada e peça ajuste passivo. Os implantes incluídos foram numerados, e uma prótese parcial fixa (PPF) foi colocada e parafusada com torque de 14,5 cm. Os resultados evidenciaram maior magnitude de tensão para os métodos de peça fundida e peça separada/soldada. Quando a ordem de aperto dos parafusos foi alterada, observaram-se diferenças significativas na magnitude de tensão para cada medida de acordo com o método de confecção. A magnitude de tensão produzida ao redor da prótese parafusada foi significativamente menor com o método de ajuste passivo quando comparado aos outros três métodos de fabricação.

Gonçalves (2004) verificou em modelo fotoelástico a influência do torque e contra-torque em implantes osseointegrados. Foram confeccionados dois modelos em resina PL-2. Em um modelo, foi fixado um implante 3,75 x 10,0 mm (Conexão®) e, no outro, um implante 5,0 x 10,0 mm (Conexão®). Sobre eles foram fixados pilares intermediários CeraOne® para implante de 3,75 mm e 5,0 mm, respectivamente, com parafusos de titânio. Foram aplicados torques de 10, 20, 32 e

45 N.cm nos pilares intermediários, sendo utilizado um dispositivo de contra-torque da Nobel Biocare® para o pilar intermediário de 3,75 mm e desenvolvido um contra-torque especial para o pilar correspondente ao implante de 5,0 mm. Dentro dos resultados obtidos, o uso de contra-torque mostrou eficiência tanto para o implante de plataforma regular de 3,75 mm quanto para o implante de 5,0 mm.

Kharaisat et al. (2004) pesquisaram *in vitro* o efeito das diferentes cargas cíclicas no afrouxamento do parafuso dos *abutments* de 15 implantes Brånemark de hexágono externo. Cada ensaio consistiu em um implante Mark IV incluído em bloco, um pilar CeraOne e uma supra-estrutura experimental cimentada. Para o Grupo A, uma carga cíclica de 50 N foi aplicada no centro e perpendicular ao longo eixo do implante enquanto, no Grupo B, a mesma carga excêntrica foi aplicada na direção do afrouxamento. O Grupo C (controle) permaneceu sem carga pelo mesmo período de tempo em que os Grupos A e B. O contra-torque foi avaliado antes e depois da aplicação da carga. Os resultados mostraram diferença significativa nos valores do contra-torque para o Grupo A quando comparado aos demais grupos. Dentro das limitações desse estudo, os valores do contra-torque dos pilares parafusados sob carga lateral excêntrica foram menores quando comparados à carga cêntrica.

Koke et al. (2004) investigaram a influência de duas diferentes ligas metálicas e o método de fabricação na precisão marginal das fundições de próteses parciais. Dois implantes laboratoriais foram incluídos em um bloco de alumínio de modo que a distância entre os eixos longitudinais fosse de 21,0 mm. As estruturas metálicas para próteses parciais parafusadas foram confeccionadas com titânio puro ou liga de CrCo. A amostra constou de dois grupos de dez estruturas metálicas que foram confeccionados em uma única peça: Grupo 1, titânio puro, Grupo 2, liga de CrCo.

Um terceiro grupo (n=10), fundido em duas partes e soldado a laser sobre um modelo, também foi confeccionado a partir de uma liga CrCo. A precisão marginal foi determinada pela mensuração das fendas verticais em oito pontos definidos ao redor de cada implante. As estruturas de titânio em peça única e CrCo mostraram médias de fendas verticais de 40  $\mu\text{m}$  e 72  $\mu\text{m}$ , respectivamente, entretanto essas diferenças não foram estatisticamente significativas em função da variação dos valores das estruturas de CrCo (mínimo 8  $\mu\text{m}$  e máximo 216  $\mu\text{m}$ ). Estruturas em duas peças soldadas a laser, porém, mostraram significativamente maior precisão comparadas aos demais grupos experimentais.

### 2.3 Prótese cimentada *versus* parafusada

Levine (1997) determinou a sobrevivência de implantes ITI quando utilizados para restaurações unitárias e comparou coroas cimentadas e parafusadas, observando as complicações protéticas associadas. A amostra constou de 174 implantes que foram colocados em 129 pacientes nas regiões posterior (151 restaurações) e anterior (23 restaurações), ficando as restaurações em função por um mínimo de seis meses (média de 12 meses). Em 92 implantes, foram colocadas restaurações parafusadas utilizando pilares *octabutmen*, e 82 foram cimentadas utilizando pilar *solid conical abutment*. Os resultados evidenciaram 97,7% de sobrevivência dos implantes em seis meses de carga e afrouxamento do parafuso de retenção em oito implantes restaurados com coroas parafusadas (8,7%). Em restaurações cimentadas, ocorreu afrouxamento de três pilares (3,7%) colocados no

1º molar superior, direito e esquerdo, e no 1º molar inferior esquerdo. O autor concluiu que o desenho cônico interno com componente anti-rotacional desse sistema, unido à aplicação de um torque de 35 N.cm, oferece um comportamento mecanicamente favorável à interface durante as cargas funcionais, por isso a baixa incidência de afrouxamento do parafuso do pilar (3,6%). No caso do parafuso oclusal, no qual ocorreu afrouxamento de 8,7%, o autor sugeriu que a configuração cônica do pilar amortece o sistema da vibração e micromovimento durante a função, isso porque, em nenhum caso, o parafuso afrouxou em mais de uma vez, o que sugere que a força de aperto deve ser checada após a restauração estar em função.

Preiskel e Tsolka (1998) avaliaram, por meio de estudo retrospectivo, os resultados de 73 próteses telescópicas implantossuportadas, sendo 54 projetadas com pilares DIA (próteses telescópicas retidas por cimento) e 19 usavam uma combinação de pilares DIA e Estheticone (próteses telescópicas parafusadas). A amostra constou de 41 indivíduos parcialmente ou completamente edêntulos (17 do sexo masculino e 24 do feminino) na faixa etária entre 19 e 83 anos, que receberam 238 implantes Brånemark, 112 na mandíbula e 126 na maxila. No total, foram fabricadas 37 próteses transitórias: 12 PPFs em resina suportadas por pilares naturais, 9 próteses sobre implantes (*overdentures*), 8 próteses parciais, 5 próteses fixas telescópicas, 2 próteses totais e 1 prótese unida por resina. Os resultados mostraram encurtamento da prótese telescópica retida por cimento em três restaurações, evidenciando o fracasso do implante e alteração no formato, decorrente do desajuste da estrutura metálica. Em contrapartida, nenhuma das 19 próteses parafusadas apresentou qualquer complicação durante o período de acompanhamento.

Keith et al. (1999) realizaram um estudo *in vitro* com o propósito de quantificar

a discrepância marginal da interface implante-coroa protética em implantes não submersos restaurados, tanto com sistemas cimentados quanto parafusados. A amostra constou de 20 implantes distribuídos em dois grupos: Grupo 1 (n=10), implantes que receberam pilares e coroas parafusados fabricados com cilindros de ouro pré-fabricados, e Grupo 2 (n=10), implantes restaurados com pilares sólidos de 5,5 mm e coroas metalo-cerâmicas cimentadas com ionômero de vidro ou cimento de fosfato de zinco. A análise estatística revelou diferença significativa na média de adaptação marginal entre coroas implantossuportadas, tanto antes ( $54,4 \pm 18,1 \mu\text{m}$ ) quanto após a cimentação com ionômero de vidro ( $57,4 \pm 20,2 \mu\text{m}$ ) ou fosfato de zinco ( $67,4 \pm 15,9 \mu\text{m}$ ). De acordo com os resultados obtidos, os autores concluíram que a média de discrepância marginal das coroas metalo-cerâmicas parafusadas foi significativamente menor que a das cimentadas.

Priest (1999) avaliou as complicações clínicas envolvendo as restaurações e o estado dos dentes adjacentes em 116 implantes, por meio de estudo retrospectivo de dez anos de sobrevivência de implantes unitários. Foram utilizadas radiografias e fotografias antes do tratamento para determinar o estado dos dentes imediatamente adjacentes ao espaço edêntulo. Noventa e nove indivíduos receberam 112 restaurações unitárias, sendo 100 dos implantes restaurados 3i, 12 Nobel Biocare, 2 Steri-Oss, 1 Impla Med e 1 Frialtec. Componentes diretos e pilares tipo UCLA foram utilizados e, nos parafusos de ouro do pilar, foi aplicado um torque de 32 N.cm, sendo a restauração parafusada a mais utilizada. Oitenta e três implantes foram colocados na maxila e 33 na mandíbula, dos quais 62 implantes no setor anterior e 54 no posterior. Os resultados mostraram que três implantes falharam em manter a integração, perfazendo uma sobrevivência de 97,4%. A complicação protética mais comum evidenciada foi o afrouxamento dos parafusos, que ocorreu em 7,1% das



restaurações, e a dissolução do cimento, em 5,4%. Duas restaurações foram perdidas (1,8%), uma por perda do implante e outra por fratura do parafuso do pilar.

Hideki (2001) comparou as tensões geradas por próteses sobre implantes cimentadas e parafusadas, utilizando o método da fotoelasticidade. Construíram-se 10 próteses, 5 próteses para sistema cimentado e 5 próteses para sistema parafusado, sendo a seqüência de aperto alterada nas próteses parafusadas. Concluiu que as próteses cimentadas apresentavam níveis de tensão maior que as próteses parafusadas, não tendo influenciado nos resultados a seqüência de aperto dos parafusos.

Lindström e Preiskel (2001) investigaram *in vitro* a transferência de cargas por meio de próteses telescópicas parafusadas constituídas de dois *cantilevers*, um mesial e outro distal, fabricados sobre um pilar central EsthetiCone e dois pilares Ti-Adapt. A distribuição de cargas foi mensurada mediante aplicação de carga de 50 N sobre o implante e o *cantilever*. Outro parâmetro estudado foi a capacidade de acomodação do cimento de próteses combinadas cimentadas-parafusadas. Os resultados mostraram que o rosqueamento do parafuso protético central ampliou a distribuição de cargas. O cimento acomodou desajustes entre as camadas das próteses telescópicas, reduzindo significativamente os movimentos de inclinação em alguns implantes. Além disso, o sistema exibiu um grau de tolerância aos desajustes incorrendo em versátil opção protética.

Piattelli et al. (2001) compararam a penetração de fluidos e bactérias em dois diferentes sistemas de implantes com pilares retidos por cimento e parafusos. A amostra constou de 12 pilares retidos por cimento e 12 por parafusos, que foram analisados em três etapas: microscopia eletrônica de varredura (MEV), penetração de fluidos e bactérias. Os resultados mostraram que os implantes retidos por

parafusos apresentaram uma lacuna média de 2 a 7  $\mu\text{m}$  na interface pilar-implante, enquanto, nos cimentados, foi de 7  $\mu\text{m}$ , entretanto a fenda foi completamente preenchida pelo cimento de fixação. Foi observada penetração bacteriana na interface implante-pilar nos implantes retidos por parafusos, o mesmo não ocorrendo nos cimentados. De acordo com os dados obtidos, pôde-se concluir que os pilares cimentados apresentaram melhores resultados em relação à permeabilidade dos fluidos e bactérias quando comparados aos retidos por parafusos.

Randi et al. (2001) avaliaram a retenção das estruturas de implantes cimentadas e parafusadas, com o objetivo de testar a resistência da restauração cimentada. A amostra constou de 10 estruturas unidas com cilindros de ouro e cimento resinoso bis-GMA (Grupo 1) e 10 fabricadas por meio de técnicas convencionais, ou seja, utilização de cera e fundição diretamente a partir dos cilindros de ouro (Grupo controle). As estruturas foram analisadas considerando-se os parâmetros distorção do eixo z e rosqueamento de parafusos. O Grupo 1 apresentou aumento da distorção angular quando comparado ao controle e força de remoção de 65,7 kg.

Krennmair et al. (2002) realizaram análises clínicas de 146 implantes Frialt-2 para substituição de elementos unitários. Foram avaliados 112 indivíduos (45 do sexo masculino e 67 do feminino) que receberam um total de 84 implantes na maxila e 62 na mandíbula, localizados em todas as áreas da cavidade bucal, sendo os sítios mais freqüentes nos dentes anteriores maxilares (38), assim como pré-molares e molares mandibulares (57). Noventa e três restaurações foram cimentadas, utilizando-se o cimento provisório Temp Bond/Kerr, e 53 parafusadas a pilares convencionais. A avaliação foi realizada por um período de 3 a 84 meses, sendo todos os indivíduos incluídos no estudo avaliados a cada três meses no primeiro ano

e com intervalo de seis meses após o primeiro ano. Foram registradas a sobrevivência dos implantes e a incidência de complicações protéticas. Os resultados mostraram a perda de dois implantes (1,4%), um durante os primeiros três meses de aplicação da carga e outro após seis anos. A complicação protética mais freqüente foi a necessidade de recimentação de nove coroas (9,9%) e a substituição de quatro coroas (2,8%), devido à fratura da cerâmica. Em nenhum caso foi encontrado afrouxamento do parafuso de fixação do pilar, porém, em 3,5% dos parafusos horizontais, foi observado afrouxamento do pilar. De acordo com os resultados obtidos nesse estudo, os autores concluíram que a baixa porcentagem de afrouxamento dos parafusos é devida à conexão hexagonal interna desse sistema que se estende 5,5 mm dentro do implante, o que aumenta a resistência da conexão quando comparada com outros sistemas.

Levine (2002) determinou a sobrevivência de 675 restaurações unitárias no setor posterior implantossuportadas, comparando restaurações cimentadas e parafusadas. A amostra constou de 471 indivíduos (179 do sexo masculino e 292 do feminino) que receberam implantes colocados na região posterior da boca, sendo 370 no molar superior, 126 no pré-molar inferior, 108 no pré-molar superior e 71 no molar superior. Foram realizadas 600 restaurações cimentadas e 71 parafusadas, com tempo de acompanhamento pós-carga dos implantes de 1 a 78 meses. Durante o período de investigação, os resultados mostraram 99,1% de sobrevivência, com 98,4% na mandíbula e 100% na maxila. As complicações com as coroas cimentadas incluíram 0,3% de afrouxamento do parafuso (n=2), 0,5% tiveram que ser substituídas devido à fratura do pilar (n=3), 0,6% recimentadas devido ao afrouxamento por dissolução do cimento e duas refeitas por fratura da cerâmica. As complicações associadas às coroas parafusadas incluíram 16,9% de afrouxamento

dos parafusos de retenção das coroas (n=12), 1,4% dos parafusos afrouxou várias vezes (n=1) e, em um indivíduo que tinha coroa parafusada utilizando conexão direta do implante, o parafuso afrouxou (1,4%). Além disso, o autor relatou que, de acordo com os resultados obtidos, os implantes ITI podem ser utilizados na substituição de restaurações unitárias na porção posterior da boca.

Alkan, Sertgöz e Ekici (2004) investigaram a distribuição da tensão pré-carga em implantes parafusados submetidos a forças oclusais simuladas. A amostra constou de três sistemas pilar-implante avaliados por meio da análise de elemento finito: implante Bränemark (hexágono externo) e implantes ITI, 8° Cone Morse com pilares cimentado e parafusado, com forma interna octogonal. A pré-carga foi aplicada na forma de cargas estáticas simuladas (10 N, horizontal; 35 N, vertical e 70 N, oblíqua) na coroa posicionada sobre o complexo do implante. Os resultados numéricos mostraram que as tensões aumentaram tanto no pilar quanto na prótese parafusada nos modelos de elementos finitos após a simulação da carga horizontal; porém, quando cargas estáticas verticais e oblíquas foram aplicadas, as tensões diminuíram nas formas hexagonal externa e octogonal interna de 8° com Cone Morse e próteses parafusadas, com exceção do ITI após 70 N de carga oblíqua. As tensões aumentaram nos ITI 8° cimentados após cargas verticais e oblíquas. Embora tenha sido observado aumento ou diminuição para o máximo de tensão calculada em superfícies parafusadas submetidas à pré-carga, esses valores são inferiores aos apresentados pelos sistemas testados.

Heckmann et al. (2004) determinaram o desenvolvimento de tensões nos implantes de três elementos de PPFs parafusadas e cimentadas em relação ao osso circunvizinho e à supra-estrutura. Seis grupos de próteses fixas de três elementos (n=10) foram investigados objetivando quantificar a influência da técnica de

moldagem, tipo de fabricação, mecanismo de retenção e ajuste da supra-estrutura. Dois implantes ITI foram instalados em um modelo de acordo com a situação atual do indivíduo, e as medidas de tensão foram fixadas mesial e distalmente adjacentes aos implantes e pânticos. As tensões em desenvolvimento foram registradas durante a fixação pelo cimento e a colocação do parafuso mostrando que nenhuma das próteses revelou ajuste passivo sem ocorrência de tensões. Aproximadamente 50% das tensões mensuradas foram devidas às moldagens e aos modelos de fabricação, enquanto 50% das remanescentes foram relacionadas às imprecisões laboratoriais. Ambos os modos de retenção, com cimento e parafuso, proporcionaram níveis de tensão igualmente elevados.

Karl et al. (2004) quantificaram o desenvolvimento de tensão em PPFs cimentadas e parafusadas. Foram avaliadas 40 amostras de quatro tipos distintos de PPFs, e cada uma delas apresentou três pilares de implantes e dois pânticos ancorados em linha reta, simulando a condição real de vida do indivíduo. Todas as PPFs revelaram uma quantidade considerável de tensão, porém não apresentando diferença significativa entre retenção com parafuso ou cimentação. Os autores concluíram que, como o ajuste passivo das supra-estruturas não foi possível por meio de procedimentos laboratoriais clínicos e convencionais e os métodos de avaliação dos ajustes frequentemente não mostraram as imprecisões, deve ser utilizada uma técnica mais sensível de mensuração de tensão.

Preiskel e Tsolka (2004) realizaram um estudo retrospectivo a cerca dos resultados obtidos com um novo *design* de prótese implantossuportada, que utiliza o princípio de retenção combinado entre cimentação e parafuso. Foram examinados os dados clínicos de 78 próteses, sendo empregados 124 pilares retidos por parafusos e 161 por cimento. Dos 285 implantes instalados, cinco foram perdidos

antes da aplicação de carga protética e quatro (1,4%) após 14 meses. Oito pilares de implantes parafusados foram reapertados, e um parafuso foi substituído 1.372 dias após a fratura, não tendo sido observado nenhum deslocamento acidental da prótese. Os autores concluíram que a introdução do parafuso retentor permitiu a utilização de um cimento menos resistente nos pilares, facilitando a remoção e prevenindo o deslocamento acidental, tornando a combinação prótese cimentada e parafusada uma ferramenta importante para o sistema de implantes.

Torrado et al. (2004) compararam a resistência à fratura entre coroas metalocerâmicas implantossuportadas cimentadas e parafusadas e avaliaram se o estreitamento da base oclusal ou o deslocamento com o afrouxamento do parafuso afetava a resistência à fratura. A amostra consistiu em 40 *copings* metálicos padrão de pré-molares maxilares, que foram fabricados com uma liga Pd-Ga nos pilares dos implantes e distribuídos em quatro grupos (n=10): Grupo 1, retido por parafuso (extensão da superfície oclusal no sentido vestibulo-lingual de 5 mm) com acesso no centro da superfície oclusal; Grupo 2, parafusado com o acesso ao parafuso posicionado a 1 mm do centro da superfície oclusal por meio da cúspide vestibular; Grupo 3, retido por cimento com *copings* não alterados e Grupo 4, retido por cimento (extensão da superfície oclusal no sentido vestibulo-lingual de 4 mm) com *copings* projetados para terem uma superfície oclusal reduzida na sua extensão. Duas camadas de opaco e de dentina da porcelana foram aplicadas em todos os espécimes que foram submetidos ao glaze e à carga vertical no meio da superfície oclusal por meio de uma máquina de prova com velocidade de 0,5 mm/min até sua fratura. Os valores médios das cargas que resultaram em fratura das coroas foram: Grupo 1, 95,01 Kgf; Grupo 2, 108,61 Kgf; Grupo 3, 390,94 Kgf e Grupo 4, 380,04 Kgf. Os Grupos 1 e 2 requereram uma força significativamente menor para fratura do

que os Grupos 3 e 4. As coroas metalo-cerâmicas implantossuportadas e parafusadas apresentaram resistência significativamente menor à fratura da porcelana do que as retidas por cimento, porém, com 4 ou 5 mm de largura vestibulo-lingual na superfície oclusal, as coroas cimentadas evidenciaram valores semelhantes.

Vigolo et al. (2004) compararam, em longo prazo, coroas unitárias implantossuportadas cimentadas e parafusadas após reabilitação protética em relação aos níveis ósseos marginais, parâmetros dos tecidos moles periimplantares e complicações protéticas. A amostra constou de 12 indivíduos apresentando sítios edêntulos bilaterais na região do canino, pré-molar e molar com adequada profundidade e altura óssea no sítio do implante e condição oclusal permitindo o estabelecimento de contatos oclusais idênticos entre cúspide e fossa, que receberam dois implantes idênticos. Os dados dos níveis ósseos marginais e os parâmetros de tecidos moles foram coletados quatro anos após a colocação dos implantes e analisados para determinar a existência de diferenças em relação ao método de retenção. Os resultados mostraram que os 24 implantes permaneceram em posição, resultando em uma taxa de sucesso de 100%. A análise estatística revelou não haver diferenças significativas entre os dois grupos quanto aos níveis ósseos marginais e parâmetros dos tecidos moles.

Assenza et al. (2005) avaliaram a incidência de afrouxamento do parafuso em pilares parafusados e cimentados. Foram estudados seis cães da raça Beagles, nos quais foi realizada a exodontia dos primeiros molares e segundos pré-molares. Após o período de três meses, foram instalados dez implantes em cada um dos animais, sendo cinco na mandíbula direita e cinco na esquerda. Procedeu-se, então, à distribuição da amostra em dois grupos: Grupo 1 (n=30), pilares fixados por meio da

aplicação de uma força total de 30 N.cm, e Grupo 2 (n=30), cimentados. Após 12 meses de acompanhamento, observou-se o afrouxamento de oito parafusos do Grupo 1 e nenhum do Grupo 2, ou seja, do pilar cimentado. Isso se deve ao fato de os pilares parafusados serem freqüentemente submetidos a cargas não axiais, que determinam o afrouxamento do parafuso e do próprio pilar.

Assenza et al. (2006) verificaram a existência de diferenças na expressão do fator de crescimento endotelial, densidade dos microvasos, atividade proliferativa e no infiltrado inflamatório dos tecidos moles ao redor dos implantes com pilares cimentados ou parafusados. Implantes submetidos a ataque ácido e jateamento foram inseridos na mandíbula de seis cães da raça Beagles, sendo 30 parafusados e 30 cimentados. Após 12 meses, todas as próteses foram removidas e os pilares avaliados quanto à mobilidade, evidenciando a perda de 27% no sistema parafusado e nenhuma no cimentado. Não foram observadas diferenças significativas no infiltrado inflamatório e na atividade proliferativa entre os grupos avaliados nem na densidade dos microvasos entre os pilares cimentados e parafusados.

## **2.4 Método fotoelástico**

Glickman et al. (1970) estudaram a correlação entre o espectro de distribuição de tensões em padrões fotoelásticos e a direção de transmissão de forças oclusais em situações reais. Foram analisadas as deformações ocorridas no material fotoelástico envolvendo dentes adjacentes ao espaço edêntulo, antes e depois da utilização dos elementos como retentores, e a força oclusal transmitida a todos os dentes espiantados na prótese parcial fixa (PPF). De acordo com a análise



comparativa das forças aplicadas nos padrões fotoelásticos, os resultados mostraram correlação positiva, pois as áreas de tensão corresponderam às de reabsorção óssea.

Thayer e Caputo (1980) empregaram a análise fotoelástica para comparar sobredentaduras com encaixes diferentes, distribuídas em três grupos. Grupo 1, método convencional: com três tipos de restauração nos remanescentes radiculares tratados endodonticamente – restauração com amálgama, com cobertura metálica de forma convexa e com estrutura de forma côncava; Grupo 2, próteses com encaixes intra e extracoronários e Grupo 3, prótese confeccionada sobre três tipos de barras (Dolder, Hader e King-Connector). Os resultados mostraram que o método com raízes restauradas com amálgama (Grupo 1) apresentou menor quantidade de tensão; o encaixe intracoronário mostrou melhor distribuição de tensão que os demais modelos, e a prótese sobre barras Hader promoveu melhor distribuição de tensão sobre as raízes e os tecidos adjacentes.

Standlee e Caputo (1988) avaliaram a transmissão de forças em PPFs com três dentes pilares inferiores (canino, 2º pré-molar e 2º molar). Para tanto, idealizaram duas situações: prótese fixa convencional e PPF com encaixe na mesial do 2º pré-molar, aplicando forças em diferentes pontos. Os resultados evidenciaram que as forças aplicadas no sentido vertical produziram áreas de compressão nos dentes pilares de todas as próteses testadas. Observou-se que os encaixes inseridos restringiram as tensões provocadas pela aplicação da força e proporcionaram melhor distribuição, conseqüentemente, o encaixe distal do 2º pré-molar pode ser apontado como promotor de distribuição equilibrada das forças oclusais.

Waskewicz et al. (1994) utilizaram o método fotoelástico para avaliar o padrão

de tensão ao redor de implantes com e sem adaptação passiva. As supra-estruturas fundidas em um só bloco e sem adaptação passiva mostraram geração de tensões significativas ao redor dos implantes, enquanto as soldadas não apresentaram franjas isocromáticas ao redor dos implantes após serem fixadas, não havendo geração de tensões nessas condições. A prótese que não apresentou adaptação passiva foi avaliada mediante três seqüências de aperto, as quais evidenciaram o mesmo padrão de distribuição de tensões ao redor dos implantes e níveis de tensão semelhantes.

Kim, Jacobson e Nathanson (1999) determinaram a tensão transferida aos implantes por próteses retidas por cimentos provisórios e permanentes e por sistemas parafusados, por meio de análise fotoelástica. Os resultados mostraram que a coroa retida por cimento provisório transferiu menos tensão ao implante e à estrutura de apoio comparada com as retidas por sistemas parafusados e cimento permanente, quando da aplicação de força vertical. Na análise fotoelástica dos dois implantes apoiando próteses em *cantilevers* distais, ocorreu maior tensão nas próteses retidas por cimento provisório na porção distal-cervical do implante. Em todos os testes realizados, a prótese retida por cimento permanente comportou-se de maneira semelhante à parafusada.

Guichet et al. (2000) estudaram a relação entre o nível de adaptação e a geração de tensões em próteses parafusadas e cimentadas sobre implantes, utilizando o método fotoelástico. Precedendo a fixação das próteses, avaliaram os desajustes vestibulares e linguais e a inexistência de diferenças entre os dois tipos de próteses. As próteses cimentadas apresentaram o mesmo nível de desajuste antes e após a cimentação. A avaliação fotoelástica evidenciou que as próteses cimentadas proporcionaram distribuição de tensão mais equilibrada do que as

parafusadas e que os níveis das tensões foram 20% menores.

Sadowsky e Caputo (2000) compararam as características da transferência de carga de *overdentures* mandibulares com diferentes formatos, com e sem contato no rebordo edêntulo. Um modelo fotoelástico de mandíbula humana edêntula foi fabricado com quatro implantes parafusáveis inseridos na área da parasínfise. Foram fabricados modelos diferentes de subestrutura utilizando uma barra com e sem *cantilever*, estrutura metálica e ancoragem única. Uma carga vertical de 30 libras foi aplicada unilateralmente no 1º molar, em cada um dos quatro formatos, com e sem espaçador tecidual em silicone, perfazendo o total de oito condições testadas. Sem o contato com o alvéolo edêntulo posterior, os sistemas de ancoragem posterior geraram tensões mais elevadas para o implante terminal e menor transferência para a ancoragem única. Com a simulação da extensão com contato, todos os sistemas de ancoragem transferiram menor tensão à região distal do implante. Além disso, para todas as condições e formatos, a menor tensão foi transferida para o lado contralateral do arco.

Guichet, Yoshinobu e Caputo (2002) realizaram uma simulação *in vitro* para avaliar o efeito da união das restaurações implantossuportadas e dos contatos interproximais na passividade do ajuste e nas características da transferência de carga. Foi confeccionado um modelo fotoelástico de mandíbula humana parcialmente edêntula com três implantes parafusáveis e restaurações com coroas individuais em três pilares de titânio. Após as próteses terem sido cimentadas, avaliaram-se cinco níveis de tensão no contato interproximal: aberto, ideal (8  $\mu\text{m}$  com cunha de estoque adaptada, sem força excessiva), leve (ideal acrescido de 10  $\mu\text{m}$ ), médio (ideal acrescido de 50  $\mu\text{m}$ ) e forte (ideal acrescido de 90  $\mu\text{m}$ ). Para restaurações unidas, foram fabricadas cinco PPFs de três elementos ajustadas

interiormente com material resiliente à base de silicone e cimentadas ao modelo. Nas estruturas alveolares simuladas, as restaurações individuais e com contatos interproximais mais intensos foram associadas ao aumento da força de tração entre os implantes de modo que as cargas oclusais tenderam a se concentrar ao redor de implantes específicos de carga. Em contrapartida, as restaurações unidas dividiram a carga oclusal e distribuíram as tensões mais uniformemente entre os implantes quando a força foi aplicada. O efeito de compartilhamento de carga foi muito evidente no implante central, mas também foi observado nos limites terminais das restaurações. Os resultados desse estudo sugeriram que a tensão de contato excessiva entre coroas individuais pode conduzir a uma situação não passiva.

Fanuscu et al. (2003) estudaram a distribuição de tensão ao redor de implantes instalados em modelos fotoelásticos da maxila posterior, simulando regiões de seios maxilares enxertados com diferentes consistências. O modelo fotoelástico com um implante posicionado consistiu em uma camada simulando a crista óssea cortical, o osso medular cortical do seio e o osso enxertado. O processo de maturação do enxerto foi representado no modelo por meio da variação da consistência da resina correspondente ao enxerto ósseo. A análise da tensão indicou que, antes da colocação dos enxertos simulados, as cargas nos implantes foram transferidas em maior grau para o osso cortical e, com o aumento da consistência do enxerto simulado, houve maior equilíbrio na distribuição entre as camadas ósseas ao redor do implante.

Ochiai et al. (2003) estudaram os padrões de transferência de tensão, tanto em um quanto em dois implantes posteriores conectados a um único dente natural simulado, por meio da técnica de análise de tensão fotoelástica. Um modelo de mandíbula humana foi confeccionado a partir de materiais fotoelásticos com área

edêntula posterior ao 1º pré-molar e com dois implantes parafusados inseridos nessa região e nas áreas do 1º e 2º molar. Duas PPFs foram fabricadas tanto com pilares segmentados cônicos quanto com UCLA não segmentados, sendo aplicadas cargas oclusais verticais nos locais de fixação das próteses. Foram avaliados a intensidade da tensão (número de margens), concentrações de tensão (proximidade às margens) e seus locais. Os resultados mostraram que a carga sobre a restauração do dente simulado gerou tensões apicais de intensidade semelhante ao dente e ao implante do 1º molar para ambos os tipos de pilares, sendo menor para o 2º molar. A carga direcionada à região implantossuportada apresentou transferência de tensão inferior à do dente natural simulado, e a transferência de tensão não vertical apresentou intensidade mais elevada para o pilar não segmentado. A distribuição da tensão e a intensidade foram semelhantes para os pilares segmentados e não segmentados, sendo a magnitude das tensões observada análoga para o implante unitário.

Cehreli et al. (2004) compararam a magnitude da tensão e força nas extremidades e porções internas cônicas de implantes Bränemark unitários, ITI e Astra Tech, por meio de modelos fotoelásticos. Foram aplicadas forças verticais e oblíquas de 100 N e 150 N nos pilares, em casos de cargas separadas, sendo as bordas-padrão isocromáticas observadas ao redor dos implantes e fotografadas. Os resultados mostraram que, em todos os modelos, a disposição das bordas isocromáticas foi semelhante para as duas condições de carga. A tensão ao redor dos implantes Bränemark foi menor quando comparada aos implantes Astra Tech e ITI, particularmente quando submetidos às cargas verticais. Os implantes posteriores apresentaram magnitudes de tensão semelhantes, embora ao redor do implante Astra Tech a tensão tenha sido menor. De acordo com os dados obtidos, pôde-se

concluir que as extremidades e as porções internas cônicas dos implantes orais têm características de distribuição de força semelhantes, não interferindo o formato da conexão implante-pilar na magnitude de tensão e força em uma simulação óssea.

Ochiai et al. (2004) avaliaram fotoelasticamente o apoio palatino em três formatos distintos de *overdentures* maxilares, por meio de modelo constituído por quatro implantes. Foram fabricados três modelos de *overdentures* maxilares: uma barra Hader incorporando dois pilares distais ERA com grampos anteriores, pilares individuais Zaag de 4,0 mm e *attachments* e pilares Locator de 2,0 mm e *attachments*, os quais foram ajustados e observados quanto à passividade de ajuste e alinhamento. Cargas unilaterais de 25 libras foram aplicadas nos primeiros molares, esquerdo e direito, e na área da papila incisiva. Após a remoção da área palatina de três *overdentures*, os mesmos regimes de carga foram repetidos. Os resultados evidenciaram maiores tensões sobre a carga central com barra Hader, seguida por valores semelhantes com pilares Zaag e Locator. Após a remoção palatina, entretanto, foram observados níveis mais altos de tensão ao redor dos implantes e dos tecidos de suporte. A carga unilateral produziu tensão mais elevada para a barra Hader, seguido pelos pilares Locator e Zaag, respectivamente. Os autores concluíram que a remoção do apoio palatino produziu maior diferença de tensão para as *overdentures* maxilares do que para os formatos de *attachments* testados.

Ueda et al. (2004) compararam, por meio da análise fotoelástica, a distribuição de tensão em prótese fixa com implantes central angulado (n=1) e paralelos (n=3). Dois modelos fotoelásticos de resina foram confeccionados e um polariscópio foi usado na visualização das bordas isocromáticas formadas nos modelos quando cargas axiais de 2 kg, 5 kg e 10 kg foram aplicadas em um único

ponto central da prótese. A presença de tensões induzidas (pré-cargas) foi observada nos modelos após a aplicação de torque aos parafusos de retenção. Os resultados mostraram que, nos implantes paralelos, ocorreu dissipação das forças ao longo do eixo, porém, no angulado, houve maior concentração principalmente ao redor da região apical dos implantes laterais.

Karl et al. (2006) realizaram um estudo *in vitro* com o propósito de quantificar o desenvolvimento de tensão durante a fixação de PPFs cimentadas ou parafusadas. A amostra foi distribuída em quatro grupos (n=5): Grupo 1 (cimentada), técnica de moldagem com reposicionamento, queima do *coping* plástico; Grupo 2 (parafusada), técnica de impressão acelerada, queima do *coping* plástico; Grupo 3 (parafusada), técnica de impressão acelerada, moldagem com cilindro de ouro e Grupo 4 (parafusada), técnica de impressão acelerada, unida ao cilindro de ouro. Foram fixadas medidas de tensão medial (MT-M) e distal (MT-D) aos pânticos de cada prótese para mensurar as tensões que ocorriam durante o processo de cimentação ou parafusamento. Foram obtidos os seguintes valores médios de tensão ( $\mu\text{m/m}$ ) para cada: Grupo 1, MT-M 32  $\mu\text{m/m}$  e MT-D 89  $\mu\text{m/m}$ ; Grupo 2, MT-M 302  $\mu\text{m/m}$  e MT-D 197  $\mu\text{m/m}$ ; Grupo 3, MT-M 458  $\mu\text{m/m}$  e MT-D 268  $\mu\text{m/m}$  e Grupo 4, MT-M 269  $\mu\text{m/m}$  e MT-D 52  $\mu\text{m/m}$ . Embora as próteses fossem clinicamente aprovadas, nenhuma delas revelou ajuste verdadeiramente passivo com microtensão zero. Em contraste com as próteses parafusadas convencionais, as cimentadas parecem resultar em níveis de tensão inferiores. A união dos pânticos das próteses a implantes pré-fabricados parece permitir a retenção de próteses parafusadas, produzindo valores de tensão moderados.

### 3 PROPOSIÇÃO

A presente pesquisa tem por objetivo:

- Observar qualitativamente, por meio de análise fotoelástica, as tensões geradas em implantes por próteses parciais fixas de diferentes métodos de fixação – cimentadas, parafusadas e mistas – durante a adaptação passiva das próteses parciais fixas e após a aplicação de 100 N de carga compressiva.



## 4 MATERIAL E MÉTODOS

### 4.1 Material

Material	Quantidade	Fabricante
Polariscópio Circular		Ekonal Instrumentos Ópticos
Lâmpada Photofood		General Eletric, Monterey, México
Implante hexágono externo 3,75 x 11,5 mm	5	Conexão, São Paulo-SP
Pilares Esteticone altura de cinta 2 mm	5	Conexão, São Paulo-SP
Pilares de preparo em titânio	5	Conexão, São Paulo-SP
Coifas de titânio	10	Conexão, São Paulo-SP
Análogo de laboratório	5	Conexão, São Paulo-SP
Parafuso UCLA hexágono de titânio	5	Conexão, São Paulo-SP
Parafuso Esteticone/Stantard de titânio	5	Conexão, São Paulo-SP
Torquímetro progressivo 4000000	1	Conexão, São Paulo-SP
Óleo mineral branco		Campestre, São B. do Campo-SP
Resina Fotoelástica PL-2		Measurements Group, Raleigh, NC, EUA
Máquina de ensaios universais, Versatest		Mecmesin, Slinfold, Inglaterra
Software do dinamômetro, Mecmesin		Mecmesin, Slinfold, Inglaterra
Dataplot		
Câmera fotográfica digital, FD-717		Sony, Orange, CA, EUA
Gesso especial		Dentsply, Petrópolis-RJ
Borracha de silicone, Silibor Clássico		São Paulo-SP
Titânio grau 1, Tritan		Dentaurum, Ispringem, Alemanha
Adesivo de cianocrilato, Super bonder		Loctite, Barueri-SP
Esmalte incolor, Colorama		Cosbra cosméticos, São Paulo-SP
Software para resoluções dos problemas		AdobePhotoshop V 6
Máquina de solda a laser		Deka, Itália
Cimento provisório Temp Bond NE		Keer Corporation, EUA

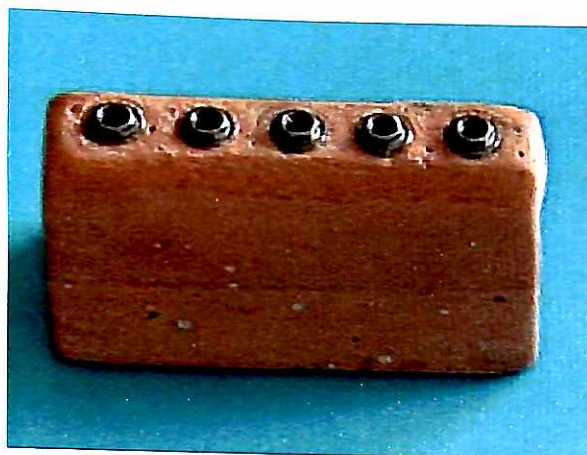
Quadro 1 – Equipamentos e materiais utilizados na pesquisa

## 4.2 Metodologia

### 4.2.1 Modelo fotoelástico

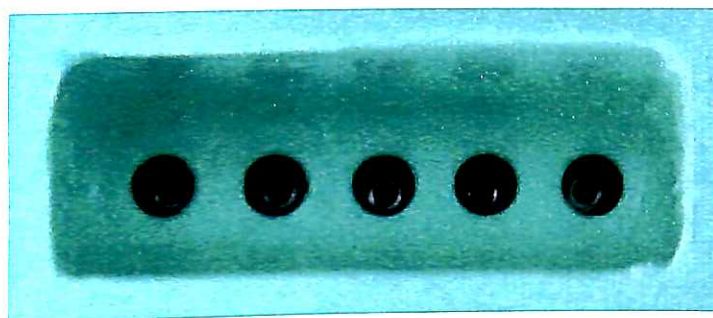
Foi confeccionado um modelo em gesso tipo IV inspirado em secção posterior de mandíbula com 25 x 40 mm a partir de um protótipo didático da Disciplina de Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia da Universidade de Santo Amaro. Foi anexada uma base de secção triangular para estabilizar o modelo.

Com um motor acoplado a um paralelômetro foram realizadas cinco perfurações de 15 mm de profundidade, com uma broca helicoidal de 4,35 mm (Conexão, São Paulo-SP). Nessa perfuração foram posicionados, com adesivo de cianocrilato e gesso tipo IV, cinco análogos de implantes de hexágono externo (Conexão, São Paulo-SP) eqüidistantes em 7 mm de centro a centro. Sobre o gesso foi aplicada uma camada de esmalte incolor (Colorama, Cosbra Cosméticos, São Paulo-SP), que forneceu uma superfície lisa e polida. Esse modelo foi, então, considerado como modelo de trabalho final, servindo de padrão para a elaboração do modelo fotoelástico (Figura 1).



**Figura 1** – Modelo de gesso

Sobre os análogos foram posicionados os pilares esteticone e sobre eles foi parafusada uma supra-estrutura fundida em titânio grau 1. Anteriormente à instalação, ela foi seccionada e soldada a laser e utilizada para a transferência da posição dos implantes. O conjunto foi, então, moldado com um silicone de duplicação (Silibor, Clássico, São Paulo-SP) de modelos em uma moldeira individualizada, permanecendo em repouso por 24 horas. Após a polimerização do silicone e remoção do modelo em gesso, cinco implantes de hexágono externo de 11,5 mm x 4,0 mm foram parafusados na supra-estrutura presa na moldagem de silicone (Figuras 2 e 3).



**Figura 2** – Moldagem com Silibor do modelo



**Figura 3** – Colocação dos implantes

Seguindo a proporção 1:1, 50 ml de cada um dos componentes da resina fotoelástica foram inseridos em um béquer, sendo manipulados com bastão de vidro por 5 min em movimentos circulares, de forma a obter uma mistura de coloração homogênea. O recipiente foi, então, levado a uma câmara de vácuo (Fast Vac, JB, Brasil), na qual permaneceu por 15 min, para eliminar inclusões de ar à resina. A resina, nesse momento, apresentou-se translúcida, com coloração amarelada, sendo, então, vertida para a obtenção de um modelo fotoelástico com os implantes. O conjunto foi colocado por mais 15 min na câmara de vácuo e permaneceu em repouso por 24 horas (Figuras 4 e 5).



**Figura 4** – Resina fotoelástica (PL-2, Vishay Measurements Group)



**Figura 5** – Resina fotoelástica vertida em um béquer, sendo espatulada com um bastão de vidro

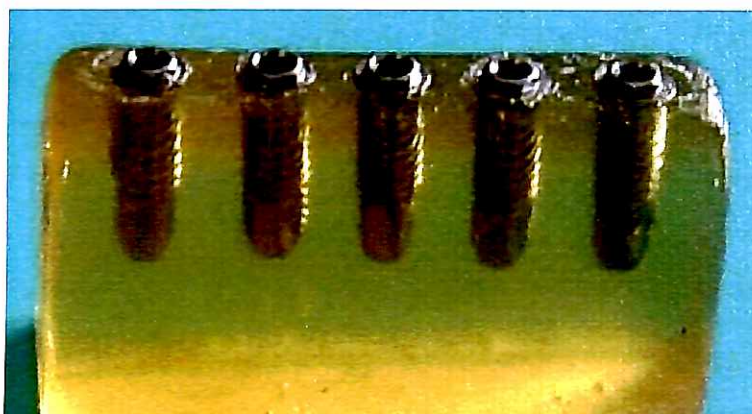
#### 4.2.2 Bomba de vácuo

Foi utilizada uma bomba de vácuo (Modelo “Fast Vac Tm” Dv 142N Main Warehouse J/B Industries INC, Illinois-EUA), para eliminação de bolhas de ar incorporadas durante a mistura e manipulação dos componentes da resina fotoelástica. Esse aparelho consta de uma câmara acrílica hermeticamente fechada e de um manômetro. Nesse procedimento, a mistura da resina fotoelástica deve ser acondicionada em um recipiente de vidro, permanecendo no interior da câmara de vácuo no mínimo 20 min e sob uma pressão atmosférica que parte do 0 e aumenta gradualmente até 750,00 mmHg. Para a completa eliminação das bolhas de ar, esse procedimento deve ser repetido de três a quatro vezes (Figura 6).



**Figura 6** – Bomba de vácuo

Após o período de polimerização, os parafusos da supra-estrutura foram soltos e o modelo liberado. Em uma avaliação fotoelástica inicial preliminar, o modelo foi considerado livre de tensões residuais, estando pronto para o início dos testes (Figura 7).



**Figura 7** – Modelo fotoelástico

### 4.2.3 Corpos-de-prova

Foram confeccionadas 20 supra-estruturas para os testes, sendo 5 parafusadas, 5 cimentadas e 10 mistas, alternando-se a seqüência dos pilares esteticone e de preparo. Para a escolha dos materiais utilizados na composição dos corpos-de-prova, consideraram-se as propriedades mecânicas individuais, o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson (Quadro 2).

<b>Materiais</b>	<b>Módulo de elasticidade (GPa)</b>	<b>Coeficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>	<b>Autor</b>
Titânio	110	0,33	(RICHTER et al., 1990)
Resina Fotoelástica	0,21	0,42	(VISHAY, 2002)
Ligamento Periodontal	0,07	0,45	(AKIPINAR e ANIL, 2000)
Osso medular	0,5	0,30	(ÇIFTÇI e CANAY, 2001)
Osso cortical	7,5	2,7	(ÇIFTÇI e CANAY, 2000)

**Quadro 2 – Composição dos corpos-de-prova**

#### 4.2.3.1 Próteses parafusadas

Foi utilizada a mesma metodologia para a confecção das cinco próteses parafusadas. Foram posicionados sobre os análogos presos no modelo de gesso cinco pilares esteticone (Conexão, São Paulo-SP), aplicando-se em cada um torque de 20 N.cm, utilizando-se um torquímetro manual (Conexão, São Paulo-SP). Foram posicionados sobre os pilares esteticone cinco *copings* em titânio sem anti-rotacional

com torque de 20 N.cm, utilizando-se um torquímetro manual. Os *copings* foram unidos com solda a laser, formando uma supra-estrutura em titânio (Figuras 8 e 09).



**Figura 8** – Soldagem a laser



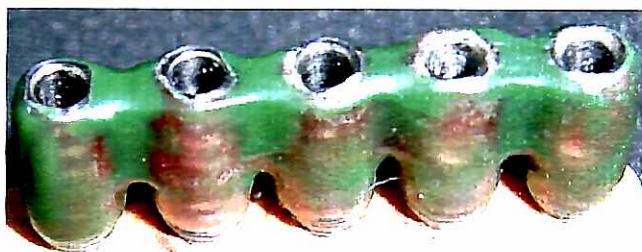
**Figura 9** – Supra-estrutura parafusada

#### 4.2.3.2 Próteses cimentadas

Para a confecção das próteses cimentadas, foram posicionados sobre os análogos presos no modelo de gesso cinco pilares de preparo com altura de cinta de



1 mm, aplicando-se um torque de 20 N.cm no parafuso de fixação, utilizando-se um torquímetro manual. Foram realizados cinco enceramentos das supra-estruturas sobre os pilares, preservando o eixo de inserção dos parafusos. Procedeu-se à fundição das supra-estruturas e polimento em titânio grau 1, de acordo com a metodologia convencional. Essas supra-estruturas foram separadas em quatro partes, utilizando-se um disco de carborundum, e unidas novamente com solda a laser (Figuras 10 e 11).



**Figura 10** – Enceramento da supra-estrutura cimentada



**Figura 11** – Supra-estrutura cimentada

#### 4.2.3.3 Próteses mistas 1

Para a realização das cinco próteses mistas 1, foi utilizada a mesma metodologia. Foram posicionados sobre os análogos presos no modelo de gesso com parafuso de fixação três pilares de preparo com altura de cinta de 1 mm e dois pilares esteticone de forma alternada com torque de 20 N.cm, utilizando-se um torquímetro manual. Foram realizados enceramentos sobre os pilares de preparo, preservando o eixo de inserção dos parafusos. Procedeu-se à fundição e polimento em titânio grau 1, de acordo com a metodologia convencional. Após a fundição, foi realizada a união das peças fundidas com os *copings* de titânio dos pilares esteticone, formando cinco supra-estruturas mistas, iniciadas e finalizadas com pilares de preparo (Figuras 12 e 13).



**Figura 12** – Enceramento da supra-estrutura mista 1



**Figura 13 – Supra-estrutura mista 1**

#### **4.2.3.4 Próteses mistas 2**

Para a confecção das cinco próteses mistas 2, foram aplicadas as mesmas metodologias das próteses mistas 1, porém a quantidade e a seqüência dos pilares foram alteradas, formando cinco supra-estruturas mistas, iniciadas e finalizadas com pilares esteticone (Figuras 14 e 15).



**Figura 14 – Enceramento da supra-estrutura mista 2**



**Figura 15** – Supra-estrutura mista 2

#### **4.2.4 Análise fotoelástica**

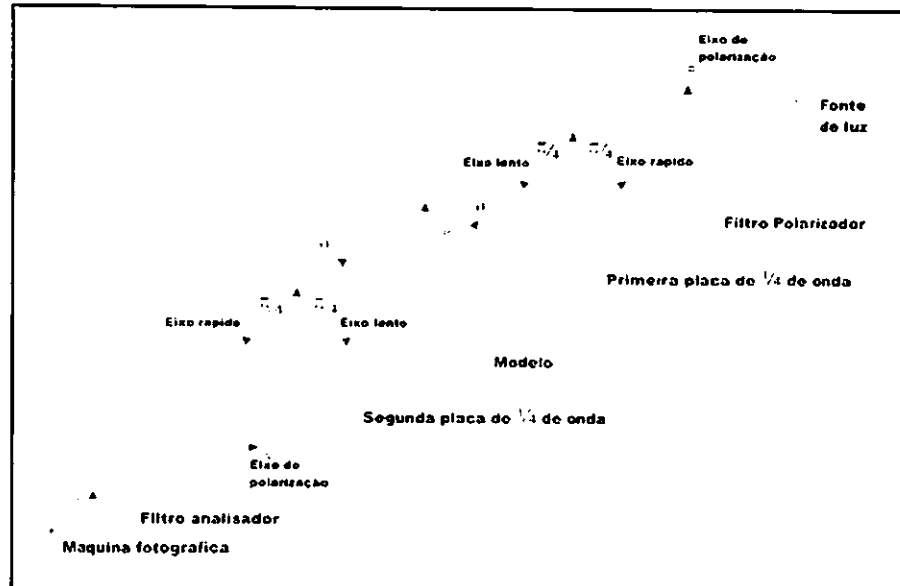
A análise fotoelástica permitiu a visualização de tensões na interface resina/implante, à medida que os torques eram aplicados nos parafusos dos pilares intermediários e nos parafusos das próteses, sem e com aplicação de carga. Dessa forma, pôde-se ter uma compreensão mais precisa da transferência dessas tensões ao tecido ósseo, podendo-se avaliar o efeito da aplicação de carga e a passividade das próteses. A avaliação foi realizada por meio de registros, feitos em filmadora digital, sendo a imagem imediatamente transferida para o programa de computação Adobe Photoshop/6, no qual era mais bem visualizada e analisada. A parte experimental do trabalho foi realizada no laboratório de pesquisa do Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

##### **4.2.4.1 Polariscópio**

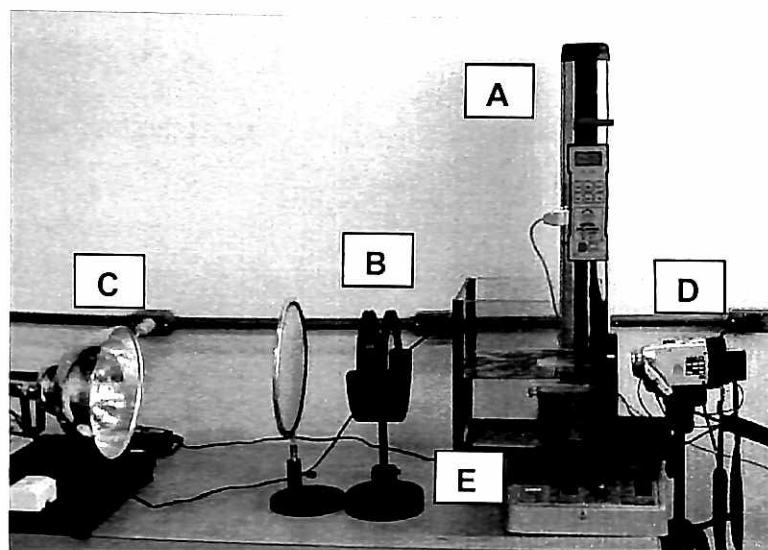
A análise das tensões pelo método fotoelástico baseia-se na propriedade

óptica de materiais transparentes, que exibem padrões coloridos quando submetidos a cargas, possibilitando a visualização das tensões com luz polarizada. Os padrões coloridos são chamados de franjas isocromáticas. Quanto maior o número de franjas, maior a intensidade de *stress*; quanto mais próximas as franjas umas das outras, maior a concentração de *stress* (FRENCH et al., 1989).

Um polariscópio circular é composto por uma fonte luminosa, um difusor de luz e quatro filtros ópticos – um filtro polarizador, dois filtros de  $\frac{1}{4}$  de onda e um filtro analisador. O sistema contém ainda um mecanismo de aplicação de forças e um aquário contendo óleo mineral (Figuras 16 e 17).



**Figura 16**– Arranjo dos filtros e suas respectivas angulações para um polarizador circular ajustado em campo escuro – Adaptado de Ferreira Jr (2003)



**Figura 17** – A. Máquina de ensaios universais; B. Filtros polarizadores; C. Fonte de luz; D. Filmadora digital; E. Aquário contendo óleo mineral

O filtro polarizador seleciona as ondas da luz provenientes da lâmpada, permitindo a passagem de impulsos com apenas um plano de orientação. Em seguida, a luz atravessa um filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda, que retarda a transmissão da luz e torna a polarização circular. Ao passar pelo corpo-de-prova, a luz pode sofrer modificações em sua trajetória, se houver tensões sendo aplicadas no modelo. Depois, a luz passa pelo segundo filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda. Esse segundo filtro neutraliza a circularização da luz obtida pelo primeiro filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda, resultando em uma luz linearmente polarizada. O último filtro analisador é responsável pela extinção da luz (FERREIRA JR, 2003).

Na configuração de campo escuro, o polarizador e o analisador são angulados em  $90^\circ$ , o que extingue a transmissão da luz, tornando escuro o fundo da imagem obtida. Na configuração de campo claro, os filtros polarizadores são orientados paralelamente, o que torna o fundo claro. Neste experimento foi utilizada a polarização de fundo escuro.

A metodologia de polarização circular difere da polarização linear da luz, que

não utiliza os filtros de  $\frac{1}{4}$  de onda. A principal vantagem do polariscópio circular é a eliminação das franjas isoclínicas (acinzentadas e negras), que se sobrepõem às isocromáticas (coloridas), resultando em uma imagem mais clara e livre de interferências. Durante o experimento, o modelo permaneceu imerso em óleo mineral, o que aumentou a sua translucidez e melhorou a observação dos resultados (FEDERICK; CAPUTO, 1996).

#### **4.2.4.2 Ensaio de fotoelasticidade**

Durante a instalação das próteses sobre o modelo fotoelástico, foram usados um torquímetro de 20 N.cm (400000, Conexão, São Paulo-SP), para o aperto dos parafusos, e cimento provisório (Temp Bond NE). A adaptação das próteses sobre o modelo de trabalho foi verificada com o auxílio de um microscópio, não devendo a fenda marginal ser maior do que 10  $\mu$ m. Nas próteses cimentadas, mistas 1 e 2, foi utilizado cimento provisório Temp Bond NE (Kerr) sobre os pilares de preparo, pelo fato de ele permitir a remoção das próteses quando necessário sem alterar a posição dos pilares.

Antes da aplicação de carga, foi instalado sobre as próteses um disco metálico que continha nicho para aplicação de carga, com o intuito de permitir a transmissão da força de forma uniforme sobre toda a superfície do modelo. Realizaram-se registros das tensões nos modelos fotoelásticos em dois momentos: na instalação das supra-estruturas e após a aplicação de carga compressiva de 100 N pela máquina de ensaios universais em um ponto central das supra-estruturas. A

observação das imagens obtidas foi feita sob ampliação de 500 vezes no monitor de um computador pessoal (Processador Pentium 4, 512 Mb RAM, Sistema operacional Windows XP). Após cada teste, os modelos passaram por tratamento térmico para eliminação de eventuais tensões residuais, que consistiu na imersão em água a 55°C por 5 min. A condição livre de *stress* foi observada pela ausência de franjas na resina fotoelástica.

#### **4.2.4.3 Máquina de ensaios universais**

Foi utilizada uma máquina de ensaios universais (Mecmesin, Slinford, Inglaterra) para a aplicação de carga compressiva de 100 N sobre o implante central.

#### **4.2.4.4 Análise de resultados**

Os registros dos resultados foram obtidos por uma filmadora digital, sendo possível a observação da direção de propagação e intensidade da tensão nos implantes, ou seja, quanto maior o número de franjas, maior a magnitude da tensão, quanto mais próximas as franjas estiverem umas das outras, maior a concentração de tensão (FRENCH et al., 1989).





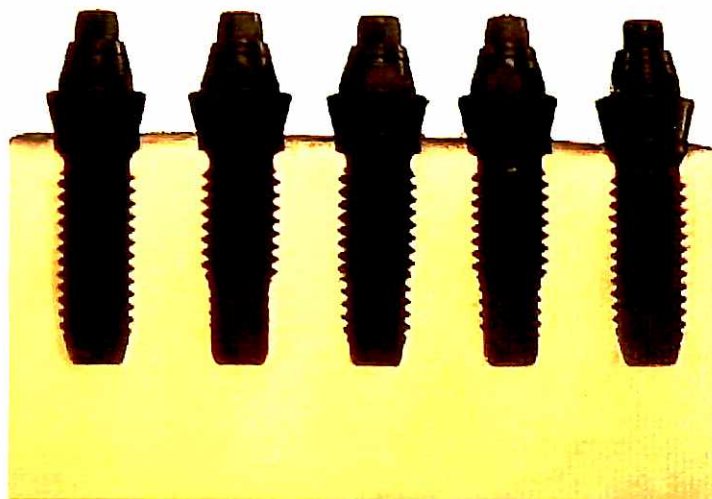
**Figura 18** – Gráfico de French

## 5 RESULTADOS

### 5.1 Fotoelasticidade

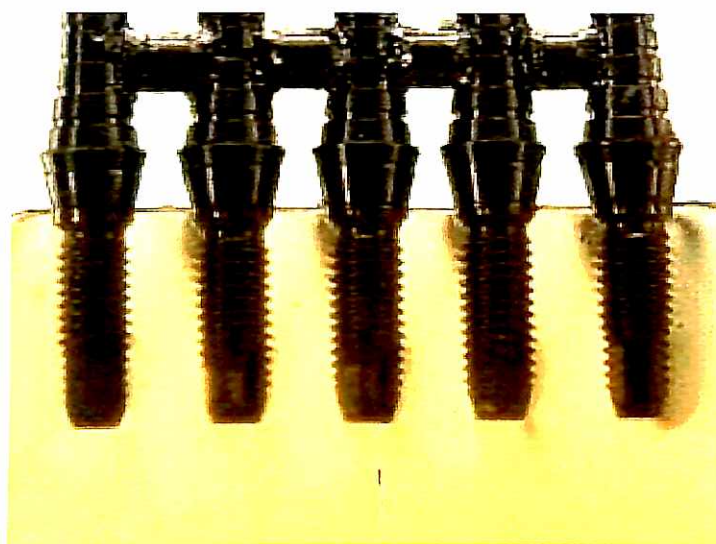
As supra-estruturas, depois de serem fixadas sobre os implantes no modelo fotoelástico, foram observadas através do polarímetro de reflexão. As imagens das franjas isocromáticas, resultado das tensões geradas, antes e após a instalação e depois da aplicação de carga no modelo nas próteses, foram registradas com uma filmadora digital FD-717 (Sony-EUA). Foi selecionada uma supra-estrutura representativa de cada grupo. O critério de escolha foi aquela que apresentasse, no ato da instalação, um nível de tensão mais baixo. Para melhor compreensão da apresentação, os implantes foram numerados de um a cinco, da esquerda para direita, e foi realizado tratamento das imagens selecionadas (posterizadas e desenhadas) com o programa de computador Adobe Photoshop v 6.0. As imagens desenhadas foram representadas pelas cores amarela (nível de tensão baixo) e azul (nível de tensão alto). A seguir, constam as imagens posterizadas e desenhadas, referentes à instalação dos pilares. adaptação passiva e aplicação de carga compressiva de 100 N.

Modelo fotoelástico com pilares Esteticone, sem a instalação da supra-estrutura e sem a aplicação de carga. Observa-se ausência de tensão no modelo (Figura 19).



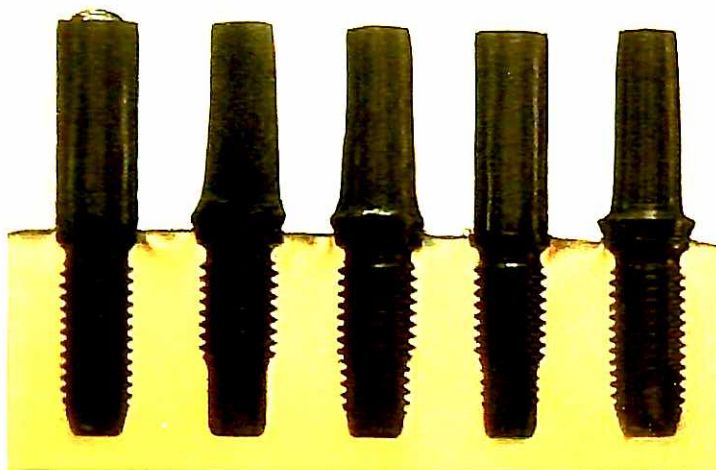
**Figura 19** – Pilares esteticone – Torque de 20 N.cm

Modelo fotoelástico com a supra-estrutura instalada, com torque de 20 N.cm nos parafusos oclusais. Observam-se discretas tensões nas cervicais dos implantes e ao longo do corpo do quinto implante. Verifica-se falta de adaptação passiva da prótese (Figuras 20 e 21).



**Figura 20** – Supra-estrutura parafusada

Modelo fotoelástico com pilares de preparo, sem a instalação da supra-estrutura e sem a aplicação de carga. Observa-se ausência de tensão no modelo (Figura 21).



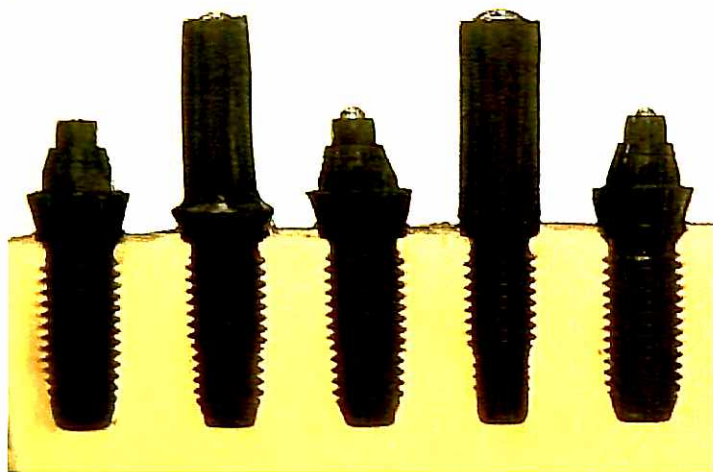
**Figura 21** – Pilares de preparo – Torque de 20 N.cm

Modelo fotoelástico com a supra-estrutura cimentada instalada, com torque de 20 N.cm nos parafusos de fixação. Observam-se discretas tensões nas cervicais dos implantes e ao longo do corpo do quinto implante. Verifica-se falta de adaptação passiva da prótese (Figura 22).



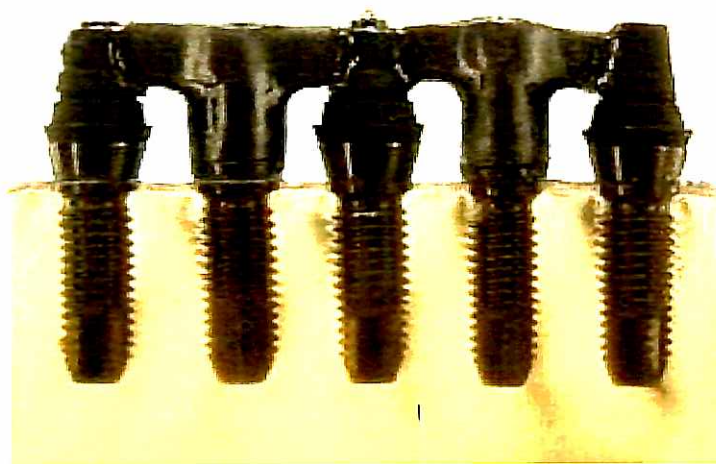
**Figura 22** – Supra-estrutura cimentada

Modelo fotoelástico com pilares esteticone e de preparo, sem a instalação da supra-estrutura mista 1 e sem a aplicação de carga. Observa-se ausência de tensão no modelo (Figura 23).



**Figura 23** – Pilares esteticone e de preparo – Torque de 20 N.cm

Modelo fotoelástico com a supra-estrutura mista 1 instalada, com torque de 20 N.cm nos parafusos dos pilares. Observam-se discretas tensões nas regiões cervicais dos implantes e na apical dos implantes quatro e cinco (Figura 24).



**Figura 24** – Supra-estrutura mista 1

Modelo fotoelástico com pilares esteticone e de preparo, sem a instalação da supra-estrutura mista 2 e sem a aplicação de carga. Observa-se ausência de tensão no modelo (Figura 25).

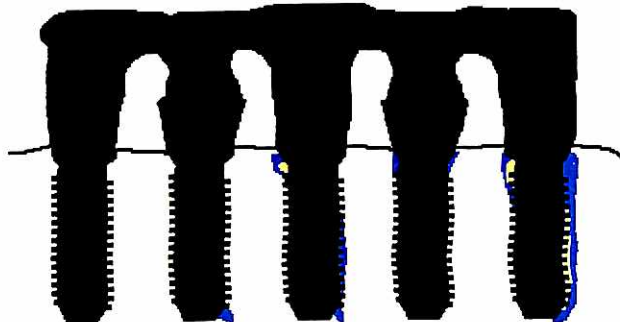
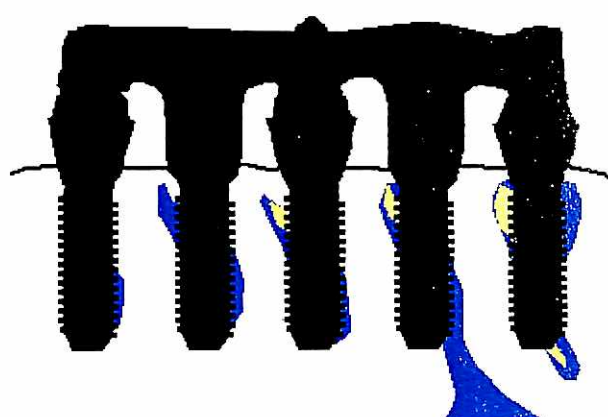
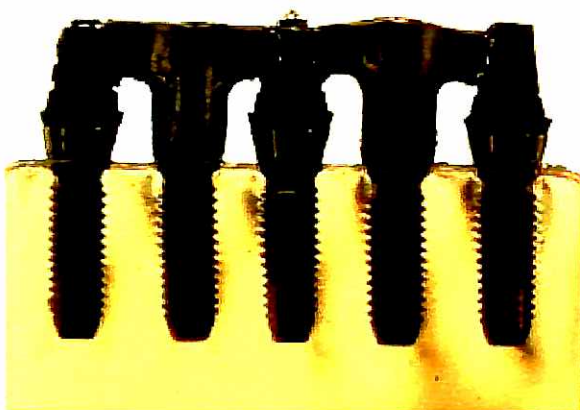
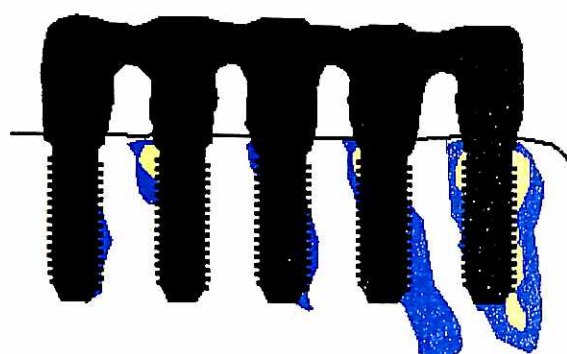
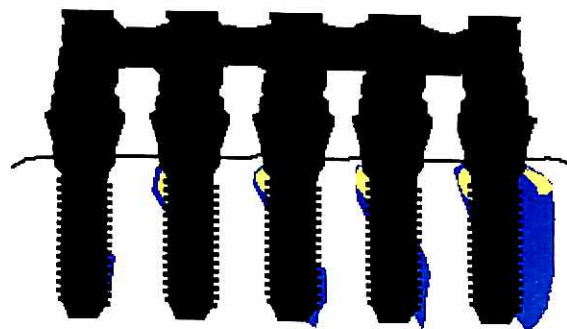
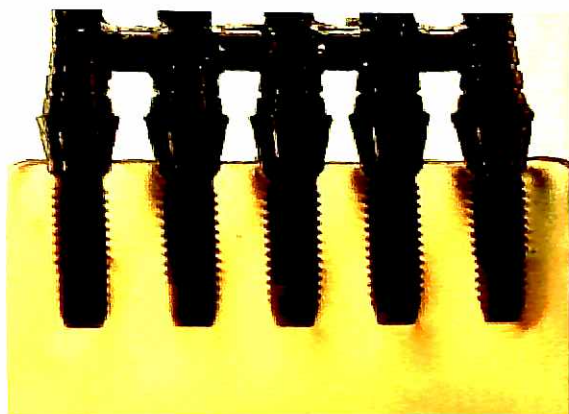


**Figura 25** – Pilares esteticone e de preparo – Torque de 20 N.cm

Modelo fotoelástico com a supra-estrutura mista 2 instalada, com torque de 20 N.cm nos parafusos dos pilares. Observam-se discretas tensões nas regiões cervicais do quinto implante e uma discreta tensão na apical dos implantes um e dois (Figura 26).



**Figura 26** – Supra-estrutura mista 2



Coluna a

Coluna b

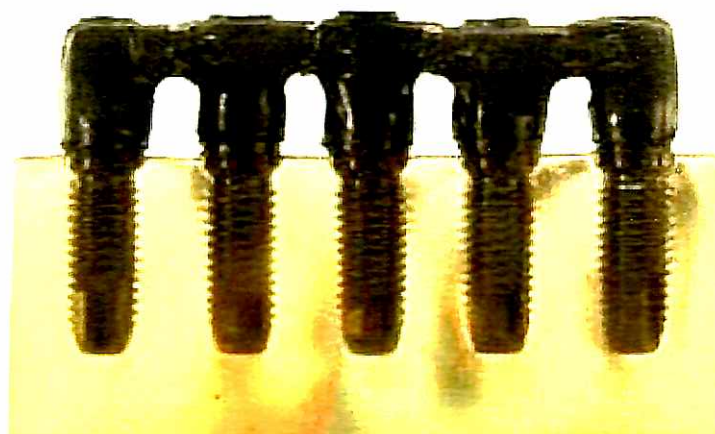
Figura 27 – Demonstrativo das análises observadas (coluna a: imagens posterizadas e coluna b: desenhadas) da adaptação passiva

Modelo fotoelástico da supra-estrutura parafusada, com a aplicação de carga compressiva de 100 N.cm no implante central. Observam-se informações de tensões ao redor das roscas de todos os implantes na região cervical e na apical (Figura 28).



**Figura 28** – Supra-estrutura parafusada com aplicação de carga

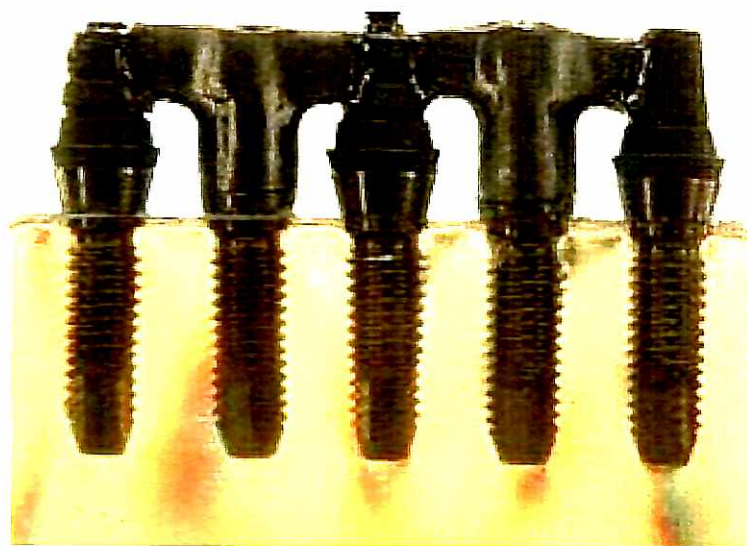
Modelo fotoelástico da prótese cimentada, com a aplicação de carga compressiva de 100 N.cm no implante central. Observa-se concentração de tensão ao redor das roscas dos implantes dois, três e quatro na região cervical e apical (Figura 29).



**Figura 29** – Supra-estrutura cimentada com aplicação de carga

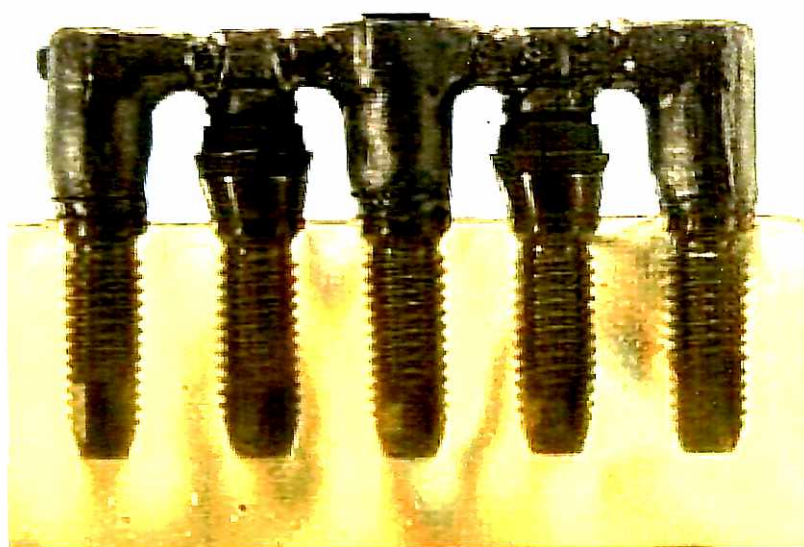


Modelo fotoelástico da supra-estrutura mista 1, com a aplicação de carga compressiva de 100 N.cm no implante central. Observa-se uma discreta concentração de tensão na região cervical dos implantes três e quatro e na apical de todos os implantes (Figura 30).



**Figura 30** – Supra-estrutura mista 1 com aplicação de carga

Modelo fotoelástico da prótese mista 2, com a aplicação de carga compressiva de 100 N.cm no implante central. Observa-se concentração de tensão na cervical dos implantes, principalmente entre os implantes quatro e cinco, e na apical de todos os implantes (Figura 31).



**Figura 31** – Supra-estrutura mista 2 com aplicação de carga

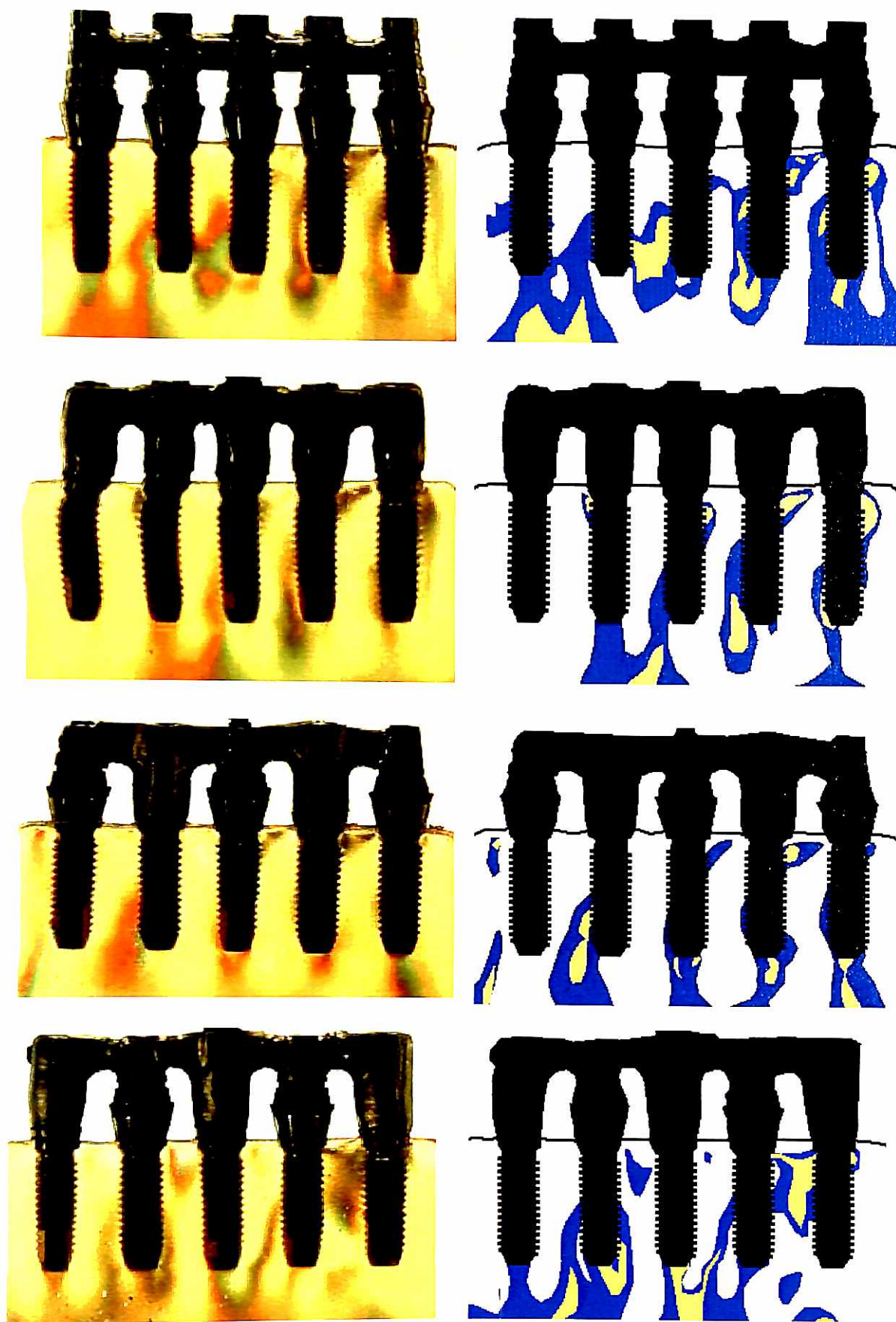


Figura 32: Demonstrativo das análises observadas (coluna a: imagens posterizadas e coluna b: desenhadas) da aplicação de carga.

## 6 DISCUSSÃO

A maioria dos estudos a respeito do comportamento biomecânico sobre implantes ante as cargas oclusais foi realizada por meio de análises em elementos finitos (Alkan, Sertgoz e Ekici, 2004) ou testes oclusais (Binon 1996, Lindstrom e Preiskel, 2001) em que é possível quantificar a geração de tensões transferidas aos implantes. Somando-se a esses trabalhos, a metodologia deste estudo propôs qualificar como ocorre a transmissão de tensão de próteses parciais fixas sobre implante, por meio de uma análise fotoelástica (Waskewicz, 1994, Guichet, Yoshinobu, Caputo, 2002, Ochiai, 2003), no ato da instalação, para verificar a adaptação passiva e, além disso, estudar a distribuição de tensão após a aplicação de carga, dependendo do sistema de retenção. A análise fotoelástica permitiu comparar a distribuição de tensões induzidas por próteses parciais fixas parafusadas, cimentadas e mistas de cinco elementos nas regiões adjacentes aos implantes, geradas durante a instalação e após a aplicação de carga vertical compressiva de 100 N. O método fotoelástico apresenta como vantagem a obtenção de informações visuais diretas sobre o padrão de tensões que ocorrem em um modelo após a aplicação de cargas. Utilizando essa mesma metodologia, diversos autores (Glickman et al., 1970; Thayer e Caputo, 1980; Standee e Caputo, 1988; Sadowsky e Caputo, 2000; Ochiai et al., 2004) avaliaram a distribuição e a intensidade de tensão em dentes, próteses fixas e removíveis e implantes. Desenvolveu-se um modelo fotoelástico com forma muito similar à conformação óssea de um segmento posterior de mandíbula, pois as propriedades mecânicas da resina fotoelástica utilizada assemelham-se às do osso humano. Esses cuidados visaram à obtenção de resultados que se aproximassem ao máximo do que ocorre

em uma situação clínica. Para que a escolha do material para compor os corpos-de-prova fosse representativa dos diferentes tipos de materiais odontológicos, levou-se em consideração apenas a rigidez dos materiais por meio das propriedades de módulo de elasticidade e do coeficiente Poisson. Desta forma, não foi necessário realizar testes com próteses em cerâmica ou outros materiais estéticos, pois as suas propriedades assemelham-se àsquelas dos materiais já selecionados.

A presente análise desconsidera, entretanto, o comportamento mecânico do corpo-de-prova durante um evento de carregamento, como o tempo e a deformação necessária para atingir a carga final.

A semelhança nos padrões de tensões obtida entre os modelos pode ser justificada pela terceira lei de Newton (lei da ação e reação), a qual enuncia que uma força aplicada sobre um corpo gera uma reação com a mesma intensidade sobre ambos.

Em virtude de uma própria limitação do método fotoelástico, por ser uma análise qualitativa da distribuição e intensidade de tensão gerada em um corpo-de-prova, não foi possível a obtenção de informações quantitativas a respeito da resposta mecânica sobre as tensões no modelo, no interior dos componentes protéticos e nos implantes. Alguns autores (Hideki, 2001), porém, numeraram a ordem das franjas isocromáticas para quantificar a distribuição de tensão em próteses cimentadas e parafusadas, não sendo encontrado, na literatura selecionada, nenhum outro autor que tenha utilizado essa metodologia (Standlee e Caputo 1988, Fanuscu et al 2003, Ueda et al 2004), necessitando, talvez, de mais pesquisas para comprovar a sua efetividade.

Na primeira parte deste trabalho, o objetivo foi determinar a relação entre os pilares intermediários e as plataformas dos implantes por meio da análise fotoelástica. Desta forma, foi observada uma pequena tensão na resina, gerada entre os implantes e os pilares intermediários, alcançada por meio de torque de 20 N.cm, aplicado no parafuso do pilar intermediário durante o seu apertamento, buscando a adaptação do conjunto pilar intermediário-implante, no qual alguns autores recomendam o uso do contra-torque para diminuição dessa tensão transferida (Jaarda, Razzoog e Gratton, 1994; Gonçalves, 2004; Kharaisat et al., 2004) em que a pré-carga aplicada aos parafusos causa resistência à tração. De acordo com Cheshire e Hobkirk (1996), Gross, Abramovich e Weiss (1999) e Lang, May e Wang (1999), a pré-carga ideal é influenciada pela geometria do parafuso, relação de contato entre o parafuso e o corpo do implante, torque aplicado e desenho da cabeça do parafuso. Além disso, objetivou-se a análise da adaptação passiva das supra-estruturas e, por último, abordou-se a distribuição de tensão após a aplicação de uma carga compressiva de 100 N no implante central.

Foi realizada a fundição das supra-estruturas em titânio grau 1, por ser considerado metal comercialmente puro, diminuindo o grau de distorção comparado com as ligas metálicas. Koke et al. (2004), entretanto, comparando a precisão marginal entre a liga CrCo e o titânio grau 1, não encontraram diferenças significativas após a fundição, em peça única ou soldada a laser, provavelmente devido às imprecisões laboratoriais recorrentes do processo de fundição e ou acabamento. As supra-estruturas foram posteriormente segmentadas e ferulizadas, para melhor distribuição das tensões (Guichet, Yoshinobu e Caputo, 2002; Ochiai et al., 2003), e soldadas a laser, método que apresenta maior precisão marginal (Koke et al., 2004). Não foram observadas, neste estudo, diferenças de tensão transferidas

aos implantes. Os métodos de retenção com cimento e parafuso e a combinação dos dois sistemas proporcionaram discreto nível de tensão no ato da instalação das supra-estruturas, mesmo após terem sido ajustadas interiormente com material resiliente à base de silicone. As supra-estruturas apresentaram falta de adaptação passiva, provavelmente relacionada às imprecisões laboratoriais, modelo de fabricação e moldagens, corroborando com os estudos de Heckmann et al. (2004) e Karl et al. (2006), que constataram que a falta de adaptação passiva das próteses gera tensões significativas aos implantes (Watanabe et al 2000), e de Karl et al. (2004), que afirmam que o ajuste passivo das supra-estruturas não é possível por meio de procedimentos laboratoriais, clínicos e convencionais e que os métodos de avaliação dos ajustes freqüentemente não mostram as imprecisões, devendo ser utilizada uma técnica mais sensível de mensuração de tensão.

A ordem de aperto dos parafusos foi sempre a mesma, das extremidades para o centro, para padronizar o estudo, pois, segundo Watanabe et al. (2000), quando a ordem de aperto dos parafusos é alterada, observam-se diferenças significativas na magnitude da tensão, mas, de acordo com Waskewicz et al. (1994), a seqüência de aperto dos parafusos não evidencia diferença no padrão de distribuição de tensão, provavelmente devido aos autores terem confeccionado supra-estruturas em um só bloco, pois próteses soldadas apresentam menor geração de tensão (Koke et al 2004). Outros pontos a serem destacados foram os ajustes internos feitos nas supra-estruturas com material resiliente à base de silicone, facilitando o escoamento dos cimentos, e o fato de terem sido fabricadas sobre o mesmo modelo de gesso e mesma técnica de confecção (fundição e solda a laser). Esses aspectos, porém, estão em desacordo com Kim, Jacobson e Nathanson (1999) e Guichet et al. (2000), que afirmam que, dependendo do sistema

de retenção da prótese, existem diferenças entre as tensões geradas ao redor dos implantes, possivelmente pela presença do cimento que corrige possíveis interferências e desajustes, gerando menor tensão, segundo Lindstrom e Preiskel (2001), e já foi mencionado neste estudo e observado por Watanabe et al. (2000) que, quando a ordem de aperto dos parafusos é alterada e o método de confecção da prótese é diferente, existem diferenças de magnitude de tensão.

A escolha pela cimentação provisória ocorreu pela facilidade de remoção da supra-estrutura quando necessário, sem alterar a fixação dos pilares e união aos implantes (Breeding et al 1992), e por proporcionar adequada retenção para próteses fixas ferulizadas sobre implantes, corroborando com os estudos de Randi et al. (2001). A convergência ideal dos pilares e as extensas paredes para a retenção deles permitiram o uso de um cimento provisório para a retenção. No caso das próteses mistas, a introdução de parafusos retentores intercalados com pilares de preparo possibilitou a utilização de um cimento menos resistente nos pilares, prevenindo o deslocamento acidental (Preiskel e Tsoika 2004), sem alterar as suas fixações ou a sua união aos implantes, já que todas as supra-estruturas foram fixadas sobre o mesmo modelo fotoelástico. De fato, isso pode ser notado nas afirmações de Breeding et al. (1992), Michalakis, Pissiotis e Hirayama (2000), Akça, Iplikçioğlu e Çehereli (2002), Mansour et al. (2002) e Pan e Lin (2005), embora complicações relacionadas a falhas no cimento temporário possam ocorrer (Singer e Serfaty, 1996; Randi et al., 2001; Alfaro et al., 2004). Segundo Levine (2002), as complicações com as coroas cimentadas em ordem decrescente incluem recimentação das próteses devido à dissolução do cimento, fratura do pilar e afrouxamento do parafuso.

Em alguns estudos clínicos realizados em próteses parafusadas e/ou



cimentadas, outras diferenças significativas são relatadas na literatura quanto à permeabilidade dos fluidos bucais e infiltrado inflamatório (Pauleto et al., 1999; Piatelli et al., 2001; Assenza et al., 2006), discrepância marginal (Keith et al., 1999), estabilidade do pilar intermediário e do implante, afrouxamento do parafuso de fixação (Binon, 1996; Levine, 1997; Priest, 1999; Levine et al., 2002; Krennmair, Schmidinger e Waldenberger, 2002; Behneke, Behneke e d'Hoedt, 2000; Artzi e Dreiangel, 1999; Assenza et al., 2005), resistência quanto à fratura do material restaurador (Torrado et al., 2004), além de trabalhos em que não existem diferenças significativas quanto à relação entre os níveis ósseos e os parâmetros de tecidos moles periimplantares (Vigolo et al., 2004).

Outro fato encontrado na literatura estudada refere-se à seleção do mecanismo de retenção mediante parafuso ou cimento sobre a oclusão, em que a presença do parafuso ocupa uma grande base oclusal interferindo com os contatos oclusais que se colocam axialmente sobre os implantes, conforme Kenneth e Reena (1999).

Embora não se conheçam precisamente os níveis de cargas que possam ser prejudiciais à osseointegração (Fanuscu et al., 2003; Cehreli et al., 2004), é recomendável o controle criterioso das cargas axiais ou extra-axiais por meio do planejamento protético. As maiores transmissões de tensão observadas neste estudo, após a aplicação de carga compressiva de 100 N.cm, em ordem decrescente, foram: supra-estrutura parafusada (Figura 28), mista 2 (Figura 31), mista 1 (Figura 30) e cimentada (Figura 29), respectivamente. Ao mesmo tempo, algumas considerações devem ser feitas, pois a presença do cimento absorve uma quantidade da carga e tensões que seriam transferidas aos implantes. A ferulização dos pilares é um outro ponto a ser destacado, uma vez que ocorre a distribuição de

carga em todos os implantes, porém não de forma eqüitativa como observado neste estudo, fato a ser considerado segundo Watanabe et al. (2000). Conforme relato dos autores Kim, Jacobson e Nathanson (1999), eles observaram maior concentração de tensão no sistema parafusado quando comparado ao sistema cimentado. Esses resultados vão de encontro a alguns relatos na literatura sobre a distribuição de tensão em próteses submetidas a forças oclusais, em que as tensões são menores nas próteses parafusadas e maiores nas cimentadas (Alkan, Sertgoz e Ekici, 2004), provavelmente pelas hipóteses mencionadas acima.

A concentração de tensão principalmente nas regiões cervical e apical de alguns implantes após a aplicação de carga foi observada em todas as supra-estruturas. Os resultados deste estudo parecem confirmar o conceito que atribui, em parte, a perda óssea periimplantar, principalmente na região da crista óssea. Essa ocorrência foi documentada por Ueda et al. (2004), que constataram que implantes paralelos dissipam as forças ao longo do eixo e os angulados apresentam maior concentração ao redor da região apical.

A retenção combinada entre os sistemas por cimento e parafuso gerou uma quantidade de tensão menor quando comparada à prótese parafusada, tornando-se uma boa opção reabilitadora (Preiskel e Tsoika, 1998 e 2004; Lindström e Preiskel, 2001) e exibindo um grau de tolerância aos desajustes, pelo uso do cimento e reversibilidade, e a facilidade de reparo pelo parafuso, podendo ser uma valiosa opção na prática clínica dos implantodontistas.

Finalizando, convém reiterar o propósito deste estudo que foi verificar o comportamento biomecânico da transmissão de tensão por próteses cimentadas, parafusadas e mistas e a adaptação passiva das supra-estruturas em implantes, além de qualificar a distribuição de tensão após a aplicação de carga compressiva.

Sugerimos , outros estudos clínicos e laboratoriais com próteses combinadas, por meio de metodologias que permitam avaliar a transmissão de forças em função do uso, os quais trariam informações complementares a este estudo.

## 7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados deste estudo, pode-se concluir que:

- 7.1 Os quatro tipos de próteses parciais fixas sobre implantes não apresentaram adaptação passiva e produziram tensões de baixa magnitude em alguns implantes.
- 7.2 As próteses cimentadas e mistas revelaram níveis mais baixos de distribuição de tensão quando submetidas à carga compressiva tanto na cervical quanto no ápice dos implantes quando comparadas às próteses parafusadas.

## REFERÊNCIAS<sup>1</sup>

- AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H.; ÇEHERELI, M.C. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant supported crowns. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.17, p.536-42, 2002.
- AKPINAR I,ANIL N;PARNAS L .. A natural tooth stress distribution in occlusion with a dental implant. *J. Oral Rehabil.*
- ALFARO, M.A. et al. Short term retention properties of cements for retrievable implant supported prostheses. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, v.12, n.1, p.33-7, 2004.
- ALKAN, I.; SERTGÖZ, A.; EKICI, B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J. Prosthet. Dent.*, v.91, p.319-25, 2004.
- ARTZI, Z.; DREIANGEL, A. A screw lock for single tooth implant superstructure. *J. Am. Dent. Assoc.*, v.130, p.677-82, 1999.
- ASSENZA, B. et al. Screw vs cemented implant retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 1: screw abutment loosening. *J. Oral Implantol.*, v.31, n.5, p.242-6, 2005.
- ASSENZA, B. et al. Screw vs cement implant retained restorations: an experimental study in the beagle. Part 2: immunohistochemical evaluation of the peri-implant tissues. *J. Oral Implantol.*, v.32, n.1, p.1-7, 2006.
- BEHNEKE, A.; BEHNEKE, N.; d'HOEDT, B. The longitudinal clinical effectiveness of ITI solid screw implants in partially edentulous patients: a 5 year follow-up report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.15, p.633-645, 2000.
- BINON, P.P. The effect of implant-abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int. J. Prosthodont.*, v.9, p.149-60, 1996.
- BREEDING, L. et al. Use of luting agents with an implant system: Part I. *J.*

<sup>1</sup> De acordo com a NBR 14724 e NBR 6023 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), 2002. Abreviaturas dos Periódicos segundo "Index to Dental Literature" e SECS (Serizados em Ciências da Saúde).

Prosthet. Dent., v.68, p.737-41, 1992.

BRÄNEMARK, P.I. Intra-osseous anchorage of dental prosthesis: experimental studies. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg., v.3, p.81-100, 1969.

CEHRELI, M. et al. Implant design and interface force transfer: a photoelastic and strain gauge analysis. Clin. Oral Implants Res., v.15, n.2, p.249-57, 2004.

CHESHIRE, P.D.; HOBKIRK, J.A. An *in vivo* quantitative analysis of the fit of Nobel Biocare implant superstructures. J. Oral Rehabil., v.23, p.782-9, 1996.

ÇİFTÇİ Y;CANAY S;Stress distribution on the metal framework of the implant-supported fixed prosthetics using different veneering materials.Int J Prosthodont,v 14,n 5 ,p406-411;2001

ÇİFTÇİ Y;CANAY S.The effect of veneering materials on atress distribution in implant-supported fixed restorations.Int J Oral Maxillofac Implants v15,p571-82,2000

FANUSCU, M.I. et al. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model. Int. J. Oral Maxillofac. Implants, v.18, n.5, p.667-74, 2003.

FEDERICK, D.R.; CAPUTO, A.A. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J. Prosthet. Dent., v.76, n.6, p.624-32, 1996.

FERREIRA JR, A.F.G. Desenvolvimento de um sistema para análise automática do padrão de franjas fotoelásticas isocromáticas [Tese - Mestrado]. São Paulo: Universidade de São Paulo, 2003.

FRENCH, A.A. et al. Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants. Int. J. Periodon. Rest. Dent., v.9, n.3, p.221-30, 1989.

GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. J. Periodontol., v.4, n.1, p.30-5, 1970.

GONÇALVES, V.F. Estudo em fotoelasticidade da influência do torque e do contra-torque em implantes osseointegrados [Tese – Mestrado]. São Paulo: Universidade de Santo Amaro, 2004.

GROSS, M.; ABRAMOVICH, I.; WEISS, E. Microleakage at the abutment implant interface of osseointegrated implants: a comparative study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.14, n.1, p.94-100, 1999.

GUICHET, D.L. et al. Passivity of fit and marginal opening in screw or cement retained implant fixed partial denture designs. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.15, n.2, p.239-46, 2000.

GUICHET, D.L.; YOSHINOBU, D.; CAPUTO, A.A. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J. Prosthet. Dent.*, v.87, n.5, p.528-35, 2002.

HIDEKI, Y. Estudo comparativo das tensões induzidas por dois tipos de próteses sobre implante, prótese retida por cimento e prótese retida por parafuso, utilizando o método da fotoelasticidade (Tese-Doutorado) São Paulo Universidade de São Paulo, 2001.

HECKMANN, S.M. et al. 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.*, v.15, n.4, p.466-73, 2004.

JAARDA, M.J.; RAZZOOG, M.E.; GRATTON, D.G. Effect of preload torque on the ultimate tensile strength of implant prosthetic retaining screws. *Implant Dent.*, v.3, n.1, p.17-21, 1994.

KARL, M. et al. *In vitro* study on passive fit in implant supported 5-unit fixed partial dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.19, n.1, p.30-7, 2004.

KARL, M. et al. *In vivo* stress behavior in cemented and screw retained five-unit implant FPDs. *J. Prosthodont.*, v.15, p.20-4, 2006.

KEITH, S.E. et al. Marginal discrepancy of screw retained and cement metal ceramic crowns on implant abutments. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.14, n.3, p.369-78, 1999.

KHARAIAT, A. et al. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J. Prosthet. Dent.*, v.91, p.326-34, 2004.

KIM, W.D.; JACOBSON, Z.; NATHANSON, D. *In vitro* stress analyses of dental implants supporting screw retained and cement retained prostheses. *Implant Dent.*,

v.8, n.2, p.141-51, 1999.

KOKE, U. et al. In vitro investigation of marginal accuracy of implant supported screw retained partial dentures. *J. Oral Rehabil.*, v.31, p.477-82, 2004.

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*, v.17, p.78-85, 2002.

LANG, L.A.; MAY, K.B.; WANG, R.F. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J. Prosthet. Dent.*, v.81, n.4, p.411-17, 1999.

LEVINE, R. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.12, p.237-42, 1997.

LEVINE, R. et al. Multicenter retrospective análise of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.17, p.550-6, 2002.

LINDSTRÖM, H.; PREISKEL, H. The implant supported telescopic prosthetic: a biomechanical analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.16, p.34-42, 2001.

MANSOUR, A. et al. Comparative evaluation of casting retention using the ITI solid abutment with six cements. *Clin. Oral Implants Res.*, v.13, n.4, p.343-8, 2002.

MICHALAKIS, K.; PISSIOTIS, A.; HIRAYAMA, H. Cement failure loads of 4 provisional agents used for the cementation of implant fixed partial dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.15, n.4, p.545-9, 2000.

Neto, F, Neves, F.D, Prado, C.J. Prótese implantada cimentada versus parafusada A importância da seleção do intermediário. *Rev. Fac. Odontologia Lins*, v.11, n.2, p.22-6, 1999.

OCHIAI, K.T. et al. Photoelastic stress analysis of implant tooth connected prostheses with segment and nonsegmented abutments. *J. Prosthet. Dent.*, v.89, n.5, p.495-502, 2003.

OCHIAI, K.T. et al. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various



implant supported overdenture designs. *J. Prosthet. Dent.*, v.91, n.5, p.421-7, 2004.

PAN, Y.H.; LIN, C.K. The effect of luting agents on the retention of dental implant supported crowns. *Chang Gung Med. J.*, v.28, n.6, p.403-10, 2005.

PAULETTO, N. et al. Complications associated with excess cement around crowns on osseointegrated implants: a clinical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.14, p.865-8, 1999.

PIATTELLI, A. et al. Fluids and microbial penetration in the internal part of cement retained versus screw retained implant abutment connections. *J. Periodontol.*, v.72, n.9, p.1146-50, 2001.

PREISKEL, H.W.; TSOLKA, P. Telescopic prostheses for implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.13, n.3, p.352-7, 1998.

PREISKEL, H.W.; TSOLKA, P. Cement and screw retained implant supported prostheses: up to 10 years of follow up of a new design. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.19, n.1, p.87-91, 2004.

PRIEST, G. Single tooth implants and their role in preserving remaining teeth: a 10 year survival study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.14, p.181-8, 1999.

RICHTER EJ. Basic biomechanics of dental implants in prothetic dentistry. *J Prosthet Dent* .v 61,n 5,p 602-9,1989.

RANDI, A.P. et al. Dimensional accuracy and retentive strength of a retrievable cement retained implant supported prosthesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.16, n.4, p.547-56, 2001.

SADOWSKY, S.J.; CAPUTO, A.A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, v.84, n.3, p.327-34, 2000.

SINGER, A.; SERFATY, V. Cement retained implant supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow up. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.11, n.5, p.645-9, 1996.

STANDEE, J.P.; CAPUTO, A.A. Load transfer by fixed partial dentures with three abutments. *Quintessence Int.*, v.19, n.6. p.403-10, 1988.

TORRADO, E. et al. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw retained and cement retained implant supported metal ceramic crowns. *J. Prosthet. Dent.*, v.91, p.532-7, 2004.

THAYER, H.H.; CAPUTO, A.A. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J. Prosthet. Dent.*, v.43, n.6, p.611-7, 1980.

UEDA, C. et al. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz. Oral Res.*, v.18, n.1, p.45-52, 2004.

VIGOLO, P. et al. Cemented versus screw retained implant supported single tooth crowns: a 4-year prospective clinical study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.19, n.2, p.260-5, 2004.

VISHAY MEASUREMENTS GROUP.PL-2 Photoelastic resin, EUA ; {Instruction Bulletin IB-234-3} 2002

WASKEWICZ, G.A. et al. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed protheses attached to osseointegrated implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v.9, n.4, p.405-411, 1994.

WATANABE, F. et al. Analysis of stress distribution in a screw retained implant prothesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, v. 15, n. 2, p. 209-18, 2000.