

D EM FOTOELASTICIDADE DA INFLUENCIA DO
E DO CONTRA-TORQUE EM IMPLANTES
INTEGRADOS



B0124007

U61769 G63e 2004 ex.1

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

VALDIR FERREIRA GONÇALVES

ESTUDO EM FOTOELASTICIDADE DA
INFLUÊNCIA DO
TORQUE E DO CONTRA-TORQUE
EM IMPLANTES OSSEointegrados.

São Paulo

2004

UNISA - Universidade Santo Amaro
Biblioteca Campus I

**UNIVERSIDADE DE SANTO AMARO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

VALDIR FERREIRA GONÇALVES

**ESTUDO EM FOTOELASTICIDADE DA INFLUÊNCIA DO
TORQUE E DO CONTRA-TORQUE
EM IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS.**

São Paulo
2004

VALDIR FERREIRA GONÇALVES

ESTUDO EM FOTOELASTICIDADE DA INFLUÊNCIA DO TORQUE E
DO CONTRA-TORQUE
EM IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS.

Dissertação apresentada à Universidade de 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
2004

B. B012.4007
Class. U617.69
Cutter 963e
Patri nº 3830
Tipo entrada DONC10
Nota Fiscal
Data rec. 23/10/05
Preço
Origem

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

Gonçalves, Valdir Ferreira

G63e Estudo em fotoelasticidade da influência do torque e
do contra-torque em implantes osseointegrados / Valdir
Ferreira Gonçalves. Orientação do Prof. Dr. Cláudio Luiz
Sendyk. – São Paulo: 2004.
92 p.

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

I-Torque 2. Implantes Dentários 3. Próteses e Implantes
I. Título

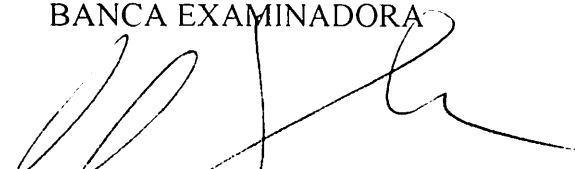
VALDIR FERREIRA GONÇALVES

ESTUDO EM FOTOELASTICIDADE DA INFLUÊNCIA DO TORQUE
E DO CONTRA-TORQUE EM IMPLANTES OSSEOINTEGRADOS

Dissertação apresentada à Universidade de 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.

APROVADA em __/__/__

BANCA EXAMINADORA




Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk

Doutor em Prótese Dentária pela Universidade de São Paulo – USP



Prof. Dr. Atlas Edson Moleros Nakamai

Doutor em Prótese Dentária pela Universidade de São Paulo – USP



Prof. Dr. Hamilton Navarro

Professor Associado do Departamento de Prótese da Universidade de São Paulo – USP

Média Final de Aprovação: _____

Menção: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus pais Laudemiro (Xixo) e Aníbal [Zizica], que sempre abdicaram dos seus desejos para proporcionar o máximo aos filhos. Devo tudo a vocês.

A minha filha Jéssica, sábia e companheira, sempre externando seu amor e carinho ao seu pai. Filha você sempre será motivo de orgulho e razão de meu viver.

A minha esposa, Maisa Okama Gonçalves pela paciência, companheirismo e compreensão.

Aos meus irmãos, Stênio, Suely, Donizeth, José Carlos, Sandra e Gilberto, companheiros constantes de minhas saudades e lembranças.

Aos meus tios Valdomiro e Nalda meu carinho e gratidão pela palavra amiga e sincera.

Ao primo Waldomiro, em face da demonstração de estímulo para o término desta jornada.

Aos colegas do mestrado, pelos momentos de companheirismo, alegria, renúncia e amizade.

.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Sendyk, Coordenador do Curso de Mestrado de Odontologia de Concentração em Implantodontia, pela confiança, dedicação e incentivo.

Ao Prof. Dr. Cláudio Luiz Sendyk, meu orientador, pela amizade, pelo entusiasmo que me recepcionou, e, acima de tudo, pela confiança em mim depositada. Mestre, a você minha eterna gratidão pelos momentos de orientação desta caminhada.

Ao colega e Mestre Dr. Roberto Adrian Markarian, que sempre esteve presente, diuturnamente, nos momentos de pesquisa para o término deste projeto.

Aos amigos e colegas José Olavo Mendes, Julio César Leite da Silva e Osmar Tavano Macari, pelo apoio e incentivo.

Aos companheiros do Rotary Clube Campo Grande Norte, minha eterna gratidão

Às Secretárias Adriana Farias Lima e Nádia da Silva Rodrigues, pela colaboração.

À Bibliotecária da Unisa, Luciana Cristina da Costa, pela simpatia e auxílio, e à Assistente Administrativa da Unisa, Renata Santos da Silva, pela dedicação e paciência.

Sabrina Lopez de Moraes e Juliana Selma de Oliveira, Secretárias da Pós-Graduação Unisa, pela compreensão e espírito solidário.

À Empresa Conexão de Sistemas de Próteses, pela doação dos implantes e seus componentes protéticos.

RESUMO

O uso de próteses implanto-suportadas 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. Uma vez presente a osseointegração, é necessário que se conheçam os efeitos de cada passo da reabilitação sobre a interface osso/implante. Um dos momentos em que pode haver influência sobre tal interface é durante o posicionamento e a realização do torque sobre parafuso do pilar intermediário. O presente estudo visa verificar qualitativamente a influência do uso do contra-torque na redução das tensões transferidas à interface resina/implante no momento da aplicação dos torques nos parafusos dos pilares intermediários, em implantes \varnothing de 3.75 mm x 10 mm e \varnothing de 5.0 mm x 10 mm de hexágono externo. Para isso, foram utilizados dois modelos fotoelásticos contendo os implantes. Os modelos foram colocados em um suporte e sobre eles foram posicionados os pilares CeraOne® correspondentes. Em seguida, aplicou-se com um torquímetro eletrônico Nobel Biocare® os torques de 10, 20, 32 e 45 N.cm em cada conjunto sem e com a utilização do dispositivo de contra-torque. As imagens de cada um dos torques foram fotografadas e analisadas individualmente. Os resultados mostraram que, tanto no implante \varnothing de 3.75 mm, quanto no implante \varnothing de 5.0 mm, houve uma redução na transmissão de tensões através do implante quando o dispositivo de contra-torque foi utilizado. Embora não se conheçam precisamente os níveis de cargas que possam ser prejudiciais à osseointegração, em situações como implantes posicionados em osso de baixa qualidade ou em áreas de enxertia, a

redução da transmissão das tensões geradas durante o torque de apertamento do parafuso do pilar intermediário para o tecido ósseo é uma precaução que deve ser buscada. Os dispositivos de contra-torque utilizados neste estudo provaram ser efetivos na redução da transmissão de tensões geradas durante a aplicação dos torques de 10, 20, 32 e 45 N.cm nos pilares intermediários CeraOne® pelo implantes de hexágono externo Ø de 3.75 mm e Ø de 5.0 mm.

Palavras-Chave: Torque, Implantes Dentários, Próteses e Implantes

ABSTRACT

The use of implant-supported prosthesis became a highly diffused and trusted therapeutic modality for the rehabilitation of edentate patients. The success of this therapy is associated to a balance between mechanical and biological factors. Once present the osseous integration, it is necessary to know the effects of each rehabilitation step on the bone/implant interface. One of the moments that can have influence over such interface, is during the positioning and the torque execution on the screw of the intermediate pillar. This current study aims to verify qualitatively the effectiveness of the counter-torque in the reduction of the tensions transferred to the bone/implant interface, at the moment of the torque application on the screws of the intermediate pillars, in implants of 3.75 mm x 10 mm of external hexagon. For that, it was used two photo elastic models containing the implants. The models were set in a support and on them were positioned the corresponding CeraOne® pillars. Following, it was applied with an electronic torquímetro Nobel the 10, 20, 32 and 45 N.cm torques in each set with and without the use of a counter-torque appliance. The images of each one of the torques were photographed and analyzed individually. The results showed that in the implants of 3.75 mm as also in the ones of 5.0 mm, there was a reduction in the transmission of the tensions through the implant, when the appliance of the counter-torque was used. Although it isn't precisely known the levels of the charges that can be prejudicial to the osseous integration, in situations as implants positioned in low quality bones or in areas of graft, the reduction of the transmission of the tensions generated during the torque tightening of the screw of the intermediate pillar for the osseous tissue, is a precaution

which must be searched. The counter-torque appliances used in this study, proved to be effective in the reduction of the transmission of the tensions generated during the application of the 10, 20, 32 and 45 N.cm on the intermediate CeraOne® pillars by the external hexagon implants of 3.75 mm and 5.0 mm.

Key-Words: Torque, Dental Implants, Prosthesis and Implants.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Resina fotoelástica.....	46
Figura 2. Conjunto polariscópio.....	50
Figura 3. Torquímetro Nobel Biocare®.....	51
Figura 4. Bomba de vácuo.....	51
Figura 5. Dispositivos de contra-torque para pilar CeraOne® de plataforma Ø de 3.75 mm e Ø de 5.0 mm.....	52
Figura 6. Fixação do componente CeraOne®, base de alumínio, modelo instalado e conjunto polariscópio.....	53
Figura 7. Torque manual.....	54
Figura 8. Instalação do contra-torque.....	54
Figura 9. Modelos fotoelásticos sem a aplicação de cargas mostrando a Passividade.....	55
Figura 10. Torque de 10 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.....	57
Figura 11. Torque de 20 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque..	58
Figura 12. Torque de 32 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.....	59
Figura 13. Torque de 45 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.....	60
Figura 14. Torque de 10 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	61
Figura 15. Torque de 20 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	62
Figura 16. Torque de 32 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	63
Figura 17. Torque de 45 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	64
Figura 18. Torque de 10 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra- torque.....	65

Figura 19. Torque de 20 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.....	66
Figura 20. Torque de 32 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.....	67
Figura 21. Torque de 45 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.....	68
Figura 22. Torque de 10 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	69
Figura 23. Torque de 20 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	70
Figura 24. Torque de 32 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	71
Figura 25. Torque de 45 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	72
Figura 26. 10 N.cm s/ contra-torque	77
Figura 27. 10 N.cm c/ contra-torque	77
Figura 28. 20 N.cm s/ contra-torque.....	77
Figura 29. 20 N.cm c/ contra-torque.....	77
Figura 30. 32 N.cm s/ contra-torque	77
Figura 31. 32 N.cm c/ contra-torque	77
Figura 32. 45 N.cm s/ contra-torque	77
Figura 33. 45 N.cm c/ contra-torque.....	77
Figura 34. 10 N.cm s/ contra-torque.....	80
Figura 35. 10 N.cm c/ contra-torque.....	80
Figura 36. 20 N.cm s/ contra-torque.....	80
Figura 37. 20 N.cm c/ contra-torque.....	80
Figura 38. 32 N.cm s/ contra-torque.....	80
Figura 39. 32 N.cm c/ contra-torque.....	80
Figura 40. 45 N.cm s/ contra-torque.....	80
Figura 41. 45 N.cm c/ contra-torque.....	80

Figura 42. 10 N.cm s/ contra-torque.....	84
Figura 43. 10 N.cm s/ contra -torque.....	84
Figura 44. 20 N.cm s/ contra-torque.....	84
Figura 45. 20 N.cm s/ contra-torque.....	84
Figura 46. 32 N.cm s/ contra-torque.....	84
Figura 47. 32 N.cm s/ contra-torque.....	84
Figura 48. 45 N.cm s/ contra-torque.....	84
Figura 49. 45 N.cm s/ contra-torque.....	84

LISTA DE ABREVIATURAS

%	Por cento
cm	Centímetro
CP	Corpo de prova
Gpa	Gigapascal
gr	Gramma
Kg	Quilograma
mm	Milímetro
Mpa	Megapascal
N	Newton
N.cm	Newton por centímetro
Ppc	partes por cento
UCLA	Universidade da Califórnia

LISTA DE SÍMBOLOS

- °C Grados centígrados
- K Constante óptica de força
- ® Marca registrada
- ∅ Diâmetro

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	15
2 PROPOSIÇÃO.....	18
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	19
3.1 Método fotoelástico.....	19
3.2 Complicações das próteses implanto-suportadas.....	22
3.3 Pré-carga.....	23
3.4 Torque.....	27
3.5 Diâmetro de implantes.....	34
3.6 Pilares CeraOne®.....	40
3.7 Transmissão do torque para interface resina-implante.....	42
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	45
4.1 Materiais	45
4.1.1 Resina fotoelástica.....	46
4.2 Aparelhos.....	49
4.2.1 Polariscópio.....	49
4.2.2 Torquímetro Nobel Biocare®.....	51
4.2.3 Bomba de vácuo.....	51
4.2.4 Dispositivos de contra-torque.....	52
4.3 Método.....	53
4.4 Aplicação dos torques.....	54
4.5 Análise fotoelástica.....	54

5 RESULTADOS.....	56
5.1 Análises da aplicação de torques nos parafusos do pilar intermediário colocados sobre implantes de plataforma regular Ø de 3.75 mm.....	57
5.2 Análises da aplicação dos torques no parafuso do pilar intermediário colocado sobre implante de plataforma larga Ø de 5.0 mm	65
6 DISCUSSÃO.....	73
6.1 Torque no pilar sobre implante Ø de 3.75 mm sem e com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	77
6.2 Torque no pilar sobre implante Ø de 5.0 mm, sem e com a utilização do dispositivo de contra-torque.....	80
6.3 Distribuição das tensões do torque de 45 N.cm em implantes Ø de 3.75 mm x 5.0 mm sem a utilização dos dispositivos de contra-torque.....	84
7 CONCLUSÕES.....	85
REFERÊNCIAS.....	86

1 INTRODUÇÃO

O uso de implantes dentários para a substituição de dentes ausentes tem-se tornado uma prática importante na odontologia a partir do trabalho de Branemark®, (1977). O sucesso longitudinal dos casos reabilitados com implantes osseointegrados está relacionado diretamente ao conhecimento sobre a biologia e aos aspectos biomecânicos, relacionados com a confecção de próteses adequadas, capazes de suportar e distribuir as cargas mastigatórias funcionais.

A retenção das próteses aos implantes dá-se através do estabelecimento de uma relação entre o pilar intermediário e a plataforma do implante, chamada de pré-carga. A pré-carga, desta forma, consiste em uma tensão gerada entre o implante e o pilar intermediário, alcançada através do torque aplicado no parafuso durante o seu apertamento, buscando a adaptação do conjunto. Como o parafuso do pilar intermediário é torquado, gera-se uma tensão no mesmo que mantém o conjunto pilar intermediário/implante sobre compressão. Os fatores que influenciam a obtenção de uma pré-carga ideal são: geometria do pilar intermediário, relação de contato entre este pilar e o implante, fricção e propriedades dos materiais que compõem o conjunto.

O efeito final desta pré-carga é gerar um embricamento mecânico maior entre o pilar intermediário e o implante. Isto proporcionará resistência às cargas externas de cisalhamento e favorecerá a manutenção da estabilidade do conjunto pilar intermediário/implante.

Porém, o afrouxamento e a perda de parafusos das próteses e dos pilares intermediários não são fenômenos isolados. Como mostram os estudos de Jemt e Becker e Becker, foram encontrados índices que variavam entre 38 e 43% de perdas do parafuso de retenção do pilar intermediário em casos de próteses unitárias. A incidência constante de cargas funcionais, axiais e não-axiais, atuando através das restaurações, podem provocar micromovimentações do pilar intermediário, induzindo à perda da pré-tensão e a uma conseqüente desadaptação progressiva entre o pilar intermediário e o implante. Esta sobrecarga no parafuso de retenção causa estresse, deformação e até quebra do mesmo, Aboyoussef, Weiner e Ehrenberg, (2000).

Para evitar a perda da pré-carga e reduzir o potencial de afrouxamento e a quebra do parafuso, é indispensável que os profissionais apliquem os torques adequados para cada pilar intermediário. O torque recomendado varia entre 20 N.cm e 45 N.cm, dependendo do tipo de pilar intermediário, do desenho, do diâmetro e do fabricante, Gross (1999).

Além dos problemas relacionados ao afrouxamento e à quebra dos parafusos, considera-se que o contato entre o pilar/implante, durante o apertamento do parafuso, leva a uma transmissão de cargas à interface osso/implante, podendo vir a causar prejuízos à osseointegração. Alguns dispositivos têm sido desenvolvidos para limitar a passagem do torque para o implante. Hobo, Ichida e Garcia (1997) fazem referência a pinças com concavidades que se encaixam no pilar intermediário como dispositivos, auxiliando o posicionamento no momento do apertamento do parafuso do pilar intermediário sobre o implante, evitando a transmissão direta do torque ao implante.

Um outro dispositivo de contra-torque, da Nobel Biocare®, foi testado por Lang, May e Wang (1999). Na ocasião constataram *in vitro* que aproximadamente 90%

do torque, aplicado ao parafuso do pilar intermediário, são transmitidos à interface osso/implante. Desta forma, existe uma preocupação do efeito que este torque possa vir a causar a esta interface. No mesmo estudo, constataram que o uso do contra-torque reduz para menos de 10% a transferência do torque para o implante.

Considerando que a implantodontia ampliou a sua indicação para áreas de osso que possuem baixa densidade óssea (osso tipo IV), áreas que sofreram enxertias e regiões onde só é viável a instalação de implantes curtos, a preocupação com a transmissão de cargas no momento do torque torna-se perfeitamente justificável, pois há uma maior fragilidade da interface osso-implante nestas situações.

A busca pelo aprimoramento dos componentes dos sistemas de implantes e pelo conhecimento dos mecanismos que levam a ocorrência de falhas e problemas nas reabilitações com implantes osseointegrados representam o caminho para a melhoria longitudinal dos casos. Desta forma, avaliar a distribuição das cargas durante a realização do torque no parafuso do intermediário, assim como verificar o efeito da utilização do contra-torque têm grande significado para que, durante a execução das próteses sobre implantes, não sejam causados danos à osseointegração.

2 PROPOSIÇÃO

Com base na literatura consultada, o presente trabalho em modelo fotoelástico tem por objetivo verificar qualitativamente:

- A efetividade do uso de contra-torque, na redução das tensões transferidas à interface resina/implante, no momento da aplicação dos torques nos parafusos dos pilares intermediários, em implantes \varnothing de 3.75 mm x 10 mm e \varnothing de 5.0 mm x 10 mm de hexágono externo.
- A distribuição das tensões geradas durante a aplicação de torques nos parafusos de pilares intermediários, em implantes de plataforma regular \varnothing de 3.75 mm e plataforma larga \varnothing de 5.0 mm.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor compreensão, dividimos a revisão de literatura conforme os assuntos relacionados: Método fotoelástico, Complicações das próteses implanto suportadas, Pré-carga, Torque, Diâmetro dos implantes, Pilares CeraOne® e Transmissão do torque para a interface osso/implante.

3.1 Método fotoelástico

A introdução deste método em odontologia deve-se a Zak (1935), que estudou os diversos tipos de movimentos ortodônticos em dentes incluídos em material fotoelástico. Mais tarde, Noonan (1949), analisou a distribuição de forças em vários tipos de preparo cavitário.

Glickman et al. (1970) deram um passo decisivo na avaliação do emprego da fotoelasticidade como metodologia de pesquisa em odontologia, principalmente para a análise da distribuição de tensões no periodonto de sustentação. Estudaram, então, as tensões internas no periodonto antes e após esplintagem de dentes com um pântico intercalado. Para enfatizar a validade do método, compararam a situação analisada com um corte histológico do dente em situação similar, no qual mostraram a ocorrência de destruição

óssea angular na mesma localização em que se processou a tensão interna no modelo experimental.

A metodologia da fotoelasticidade ganhou grande destaque após a publicação de Brodsky et al. (1975), quando realizaram um estudo correlacionando fotoelasticamente o movimento ortodôntico das raízes com sua histopatologia. Partiram do princípio de que, quando uma força é aplicada ao dente, criam-se áreas de tensão e compressão nos ligamentos dentais. Nas áreas de pressão leve o osso é reabsorvido e nas áreas de tensão o osso é neoformado. O movimento ortodôntico do dente, então, ocorre como um resultado da resposta celular dentro das estruturas de suporte alveolar do dente. Concluíram que existe uma correlação positiva entre o modelo fotoelástico e a peça histológica.

Outro aspecto favorável ao método fotoelástico é a possibilidade de se fazer análise de distribuição de forças em corpos de morfologia complexa, para os quais os métodos analíticos puramente matemáticos, como o método de elemento finito, são de difícil aplicação, Fisher et al. (1975).

Segundo Campos Jr. (1983), o fenômeno da fotoelasticidade consiste na produção, sob a passagem de luz polarizada, de faixas coloridas no interior de materiais transparentes, submetidos a forças externas; faixas essas correspondentes às regiões de tensões. O nome fotoelasticidade reflete a natureza deste método experimental: foto implica no uso da luz e de técnicas ópticas, enquanto elasticidade engloba o estudo de tensões e deformações nos corpos elásticos. A grande vantagem do método fotoelástico é a visualização conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, sendo que nos outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos.

A técnica fotoelástica também apresenta algumas limitações próprias, principalmente por ser uma técnica indireta que exige modelos com reprodução acurada da original, especialmente quando a determinação quantitativa das tensões é requerida. Outro aspecto a considerar é o máximo de forças externas aplicadas, que não deve ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico. Quando a força aplicada se aproxima do valor crítico, os resultados podem se tornar extremamente alterados e, atingindo o limite de resistência do material, se rompe. Campos Jr. (1983).

Para Weinberg e Kruger (1994), a obtenção de resultados científicos *in vivo* é extremamente dificultada pela inabilidade de medir variáveis biológicas e pelas profundas diferenças quantitativas de movimento do implante osseointegrado com o de dente natural. Portanto, conceitos fundamentais de distribuição de forças podem ser aplicados para guiar o planejamento do tratamento a fim de prevenir sobrecarga no implante.

Fanuscu et al. (2003) estudaram a distribuição do estresse 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 de uma camada simulando a crista óssea cortical, outra o osso medular, cortical do seio e osso enxertado. O processo de maturação do enxerto foi representado no modelo através da variação da consistência da resina correspondente ao enxerto ósseo. Antes da colocação do enxerto, forças axiais e inclinadas foram aplicadas no implante. Após a simulação do enxerto, os testes foram repetidos por quatro dias. A análise do estresse indicou que, antes da colocação dos enxertos simulados, as cargas nos implantes eram transferidas em maior grau para o osso cortical. Com o aumento da consistência do enxerto simulado, houve uma distribuição mais equilibrada entre as camadas de osso ao redor do implante.

3.2 Complicações das próteses implanto-suportadas

O uso de implantes osseointegrados para suportar próteses unitárias representa uma modalidade terapêutica consagrada no meio odontológico. Jemt et al. (1991) realizaram uma análise de 107 implantes dentais, inseridos em diversos centros para suportar próteses unitárias. Apenas três (2.8%) dos implantes foram perdidos após um ano de função. O problema mais freqüente, durante estes anos de observação, foi relacionado com a perda do parafuso do pilar intermediário. Vinte e seis por cento das coroas parafusadas tiveram de ser reapertadas durante o período de observação, mas com o progresso do estudo houve uma tendência de diminuição desta perda de parafuso.

Wie (1995) examinou 56 pacientes com 240 implantes dois a quatro meses após a instalação das próteses. Os exames incluíram avaliação de higiene oral, alterações patológicas em tecidos moles e duros, desenho e tipo de material das superfícies oclusais e avaliação das falhas mecânicas e técnicas. Todas as supra-estruturas foram desparafusadas para avaliação do implante e para a verificação da mobilidade do parafuso. No período entre o carregamento e a primeira revisão foi verificado que quatro parafusos de pilares intermediários e sete parafusos de ouro se soltaram e 25% dos pacientes apresentaram falhas na conexão parafusada.

Dixon et al. (1995) avaliaram os micromovimentos e os níveis de torque necessários para afrouxar os parafusos de pilares intermediários de diferentes fabricantes, submetidos a

cargas horizontais. Foram utilizados no estudo 30 implantes, sendo 10 de hexágono externo da marca Minimatic®, 10 de hexágono interno Spectra System® e 10 com octógono interno da Calcitek®. Em cada grupo foram usados cinco pilares intermediários retos e cinco angulados. Os pilares Minimatic® e Calcitek® tinham angulação de 25 graus, já o Spectra System® tinha 30 graus. Foi dado um torque de 30 N.cm nos parafusos dos pilares intermediários e, em seguida, uma máquina foi utilizada para realizar um movimento compressivo sobre o conjunto. Os resultados indicaram não haver diferenças significativas entre pilares retos e angulados em relação à rotação, deflexão e torque necessário para soltar os parafusos.

3.3 Pré-carga

Patterson e Johns (1992) analisaram teoricamente a fadiga de parafusos do sistema Branemark®. Princípios de engenharia mecânica demonstraram a importância da aplicação de uma pré-carga adequada no parafuso de ouro. Os autores relataram a importância da aplicação de um correto torque no parafuso do pilar intermediário e da coroa, no tempo de vida útil do mesmo. Quando um parafuso é apertado uma pré-carga é gerada, induzindo uma força compressiva nos componentes que estão sendo unidos. Frente à aplicação de uma força externa parte desta força compressiva que mantém os componentes unidos é perdida, aumentando assim a tensão. A ausência da adaptação passiva faz com que os componentes não entrem totalmente em contato quando o torque é aplicado. Dessa forma, o

parafuso passa a receber uma parte maior da carga, tornando-se vulnerável à fadiga que pode levar ao seu afrouxamento ou à sua quebra.

Segundo Keating (2003), a aplicação do torque desenvolve no parafuso a pré-carga, que é a tensão inicial no parafuso, gerando força de união entre os componentes. A pré-carga é determinada pelos seguintes fatores: torque aplicado, liga do parafuso, desenho da cabeça do parafuso, material do pilar intermediário, superfície do pilar intermediário e presença de lubrificante. A força de tensão gerada pela pré-carga comprime o pilar intermediário ao implante. A pré-carga melhora o efeito de travamento e a força de fadiga do parafuso. Para ser efetiva, a pré-carga deve ser menor do que o limite elástico, ou seja, a carga máxima, na qual nenhuma deformação permanente ocorrerá no material do parafuso, é maior que qualquer força aplicada pela ação de mordida. Dependendo da resistência do material do parafuso, sendo ele reutilizado ou não, pré-cargas de 75% a 90% do limite de elasticidade do material podem ser requeridas para prevenir a soltura do parafuso sob moderadas cargas laterais. Para materiais dúcteis, como o titânio comercialmente puro ou o ouro, isto permite uma pequena margem de erro.

Haack et al. (1995) analisaram a pré-carga gerada e a deformação de parafusos de pilar intermediário de ouro e de titânio. No estudo foram utilizados pilares intermediários tipo UCLA e os torques recomendados foram de 20 N.cm para os parafusos de titânio e 32 N.cm para os de ouro. O estresse e a deformação foram calculados em três regiões de cada parafuso. Os autores concluíram que foi possível a aplicação dos torques recomendados sem que fossem produzidas deformações plásticas nos parafusos. Quando foi dado o torque recomendado a média de pré-carga no parafuso de ouro foi de 468.2 (\pm 57.9 N) e no de titânio, de 381.5 (\pm 72.9 N). Desta forma, os dados deste trabalho mostram que é possível dar os torques recomendados nos parafusos sem gerar danos aos mesmos, visando à

obtenção de altos valores de pré-carga e, conseqüentemente, a uma diminuição nas falhas das próteses.

Sakaguchi e Borgersen (1993) avaliaram o mecanismo de transferência de cargas entre os componentes protéticos geradas durante a aplicação do torque através de um método de elemento finito. A análise dos resultados mostrou que, quando o parafuso de ouro é posicionado no parafuso do pilar intermediário, a força de união sobre o implante aumenta às custas da diminuição da força de união entre a interface parafuso de pilar intermediário em 50%. Quando foi dado um torque de 20 N.cm no parafuso do pilar intermediário, a tensão nele atingiu um nível de aproximadamente 52% de seu limite de elasticidade. Desta forma, os autores consideram possível a realização de torques adicionais nos parafusos de pilares intermediários, sem que haja prejuízos aos mesmos.

Aboyoussef, Weiner e Ehrenberg (2000) analisaram o efeito da adição de uma forma de resistência antirotacional no aumento da manutenção da pré-carga. Foram analisados três grupos, sendo que o primeiro consistia de pilares intermediários Standart, o segundo, de um pilar intermediário Standart modificado, com quatro chanfros (1 x 1 mm), feitos de maneira equidistante ao redor da periferia do pilar e do terceiro grupo, correspondente a um pilar intermediário Estheticone®. Para o teste, cada amostra consistia de um análogo de implante com 15 mm, com um pilar intermediário e uma coroa, parafusados com torques de 20 N.cm e 10 N.cm respectivamente. Uma força rotacional foi aplicada e foram tomados os torques de falha do parafuso da coroa e do pilar intermediário. As forças de deslocamento dos segundo e terceiro grupos foram similares (69.6 N.cm e 71 N.cm), já no primeiro grupo a força de deslocamento foi menor (21.3 N.cm). Eles concluíram que a adição de uma forma de resistência antirotacional aumenta o braço de resistência levando a um aumento da pré-carga e reduzindo o problema de perda do parafuso.

Martin et al. (2001) estudaram a geração da pré-carga de quatro parafusos de pilares intermediários disponíveis no mercado. Foram utilizados 20 parafusos de liga de titânio (Ta), 20 de liga de ouro (Ga), 20 Gold-tite (Gt), e 20 TorqTite (Tt), sendo que cada amostra foi dividida em duas. O primeiro grupo recebeu um torque de 20 N.cm e no segundo grupo o torque foi de 32 N.cm. Os parafusos foram colocados sobre pilares intermediários de titânio montados em implantes \varnothing de 3.75 x 18 mm. Os valores de pré-carga foram medidos indiretamente através do torque reverso. Os maiores valores de pré-carga, tanto para o torque de 20 N.cm, quanto para de 32 N.cm, foram obtidos para o grupo Gt correspondendo respectivamente a 596.8 ± 101.2 N e 1015 ± 191.2 N. Os autores concluíram que as melhorias nas superfícies dos parafusos dos pilares intermediários ajudam a reduzir o coeficiente de fricção, produzindo maiores valores de pré-carga, em comparação aos parafusos convencionais de liga de ouro e de liga de titânio.

Siamos, Winkler e Boberick (2002) buscaram avaliar se a variação da pré-carga no complexo pilar intermediário implante poderia afetar a perda de parafusos sobre cargas simuladas. Parafusos dos pilares intermediários foram torqueados com 25, 30, 35 e 40 N.cm. Um grupo da amostra foi deixado parado por três horas depois de dado o torque e então foi desparafusado. Em outro grupo as amostras foram retorqueadas após 10 minutos com o mesmo torque inicial e, então, permaneceram por três horas após o torque para serem removidas. Para as amostras de carga os pilares intermediários foram torqueados no local, retorqueados após 10 minutos e a carga foi aplicada por três horas antes de serem removidas. Cargas cíclicas foram dadas utilizando uma máquina hidráulica e as forças foram aplicadas diretamente nos pilares intermediários. Dentro dos parâmetros deste estudo *in vitro*, as seguintes recomendações podem ser feitas: (1) O reapertamento do parafuso do pilar intermediário, após 10 minutos após o torque inicial, deveria ser um procedimento

rotineiro e (2) o aumento dos valores de torque para os parafusos dos pilares intermediários acima de 30 N.cm pode ser benéfico para a estabilidade do conjunto pilar intermediário - implante e diminuir o afrouxamento e a perda dos parafusos.

Lang et al. (2003) estudaram a dinâmica do desenvolvimento da pré-carga em um implante usando a análise de elementos finitos. No estudo o efeito do coeficiente de fricção no desenvolvimento quantidade da pré-carga no complexo do implante durante e após o apertamento do parafuso foi determinado. O modelo de distribuição do estresse demonstrou claramente a transferência da pré-carga do parafuso para o implante durante o parafusamento. Uma pré-carga de 75% do que foi dada de torque no pilar intermediário não foi estabelecida quando realizado o torque recomendado. Os autores concluíram, a partir da análise de elementos finitos, que, quando um torque de 32 N.cm foi aplicado no parafuso do pilar intermediário usado no estudo, na presença de um coeficiente de fricção de 0.26, resultou em uma pré-carga inferior, a considerada ótima para os parafusos de pilares intermediários. Para alcançar a pré-carga de 75% da força aplicada, usando um torque de 32 N.cm, aplicado no parafuso do pilar intermediário utilizado no estudo, o coeficiente de fricção entre os componentes deveria ser de 0.12.

3.4 Torque

Jorneus, Jemt e Carlsson (1992) abordaram o problema da estabilidade dos parafusos que proporcionam a união dos pilares intermediários aos implantes, através do cálculo das oclusais máximas *in vivo* de quatro pacientes portadores de restaurações

unitárias implanto-suportadas. Os valores obtidos para cargas – de 140 N a 390 N, associados a parâmetros geométricos individuais, foram proporcionados pelos parafusos de ouro, associados ao mais alto valor de torque de apertamento do parafuso 35 N.cm.

Sakaguchi e Borgersen (1993) avaliaram os aspectos biomecânicos da coroa, relacionando com a retenção do parafuso de ouro, o pilar intermediário sobre carga, visando a tornar claro o mecanismo que leva à perda e à fratura, os parafusos de retenção. Um modelo de elemento finito de duas dimensões, com os componentes de um implante dental, foi desenvolvido para uma análise de contato não linear. Uma simulação de apertamento de um parafuso foi feita acompanhada de uma carga axial na cúspide de uma coroa implanto – suportada. A carga na cúspide resultou na separação do contato entre (1) o parafuso de retenção de ouro e o pilar intermediário e (2) entre a coroa e o pilar intermediário. Cargas com repetidos ciclos resultaram em uma alternância do contato e da separação entre a base da cabeça do parafuso e a coroa. Os achados clínicos do afrouxamento do parafuso e a falha do parafuso provavelmente resultam destes eventos de separação e geram tensões no parafuso, como demonstradas pelo modelo.

Binon e McHugh (1996) submeteram 10 pilares do tipo UCLA e pré-fabricados a cargas no longo eixo com 133 N e ciclagem com batidas verticais para determinar a estabilidade da junção do parafuso. A força de tensão no parafuso do pilar intermediário foi calculada através de uma fórmula matemática. Eles verificaram que o desajuste rotacional entre hexágonos internos e externos variou de 1.94 graus a 14.87 graus. Este estudo indicou que há uma relação entre o desajuste dos hexágonos e a soltura dos parafusos. Quanto melhor a adaptação entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do pilar intermediário mais estável é a união do conjunto e menores serão as discrepâncias

resultantes da rotação do pilar intermediário. Um desajuste menor que 2 graus promoveu uma junção mais estável.

Em termos práticos estima-se que, em média, uma pessoa realize um milhão de ciclos de mastigação. Segundo os resultados deste trabalho pode-se esperar que os pilares intermediários pré-fabricados torquados com 20 N.cm venham a ter problemas com seus parafusos de 2 a 3 meses. Quando são dados torques de 30 N.cm, os parafusos irão potencialmente falhar após 24 a 36 meses. Por outro lado, quando o mesmo torque é dado a um pilar fundido, este permanecerá livre de problemas potencialmente por um período de 96 a 120 meses. Os resultados deste estudo indicaram uma correlação direta da rotação entre os componentes e a ocorrência de folga no parafuso. A união do parafuso tende a ser mais resistente ao afrouxamento através da eliminação da rotação entre os hexágonos.

Dellinges e Curtis (1996) avaliaram o grau de precisão das chaves de torque DynaTorq de 10 N.cm, 20 N.cm e 30 N.cm, antes e após serem esterilizadas por processos químicos ou através de autoclave. Foram utilizadas 10 chaves de cada tipo, perfazendo um total de 30 chaves, e as aferições antes e após os processos de esterilização foram realizadas com um aparelho Tonichi modelo 9BTG-A. Antes das esterilizações as chaves apresentaram alta precisão. O processo de autoclavagem resultou em um aumento de valores de torque nas chaves de 10 N.cm. Em todas as outras situações os processos de esterilização não afetaram a precisão das chaves DynaTorq.

Schulte e Coffey (1997) avaliaram a capacidade de retenção de nove parafusos de pilares intermediários, instalados sobre os respectivos implantes. Foram dados torques de 30 N.cm, com torquímetros digitais da Nobel Biocare®. Os parafusos de retenção das sobre-estruturas foram apertados a 10 N.cm. O torque de remoção foi registrado três vezes para cada amostra, sendo: 10 minutos após a colocação inicial, 20 minutos após o reaperto e,

finalmente, 24 horas após o reaperto. Concluíram que não houve diferença estatisticamente significativa no torque de remoção com os diferentes intervalos. Dos nove sistemas, três apresentaram menor retenção que os demais.

Gross et al. (1999) avaliaram, em estudo *in vitro*, o máximo de torque gerado, a partir de uma chave manual, comparando-o com o torque recomendado em cinco sistemas de implantes. Nove operadores realizaram os torques com chaves manuais em implantes posicionados em medidores de torque. Cada operador realizou o torque cinco vezes em cada um dos sistemas de implantes. Os implantes e respectivas chaves utilizadas foram Calcitek®, Steri-Oss, Branemark®, Alpha-Bio® e ITI®. Os valores de torque encontrados foram significativamente diferentes em função do operador e do sistema. Os resultados demonstraram que a máxima força manual aplicada não alcançou o torque recomendado em nenhum dos sistemas e houve uma variação significativa dos torques de um mesmo operador e entre os operadores. Os torques de apertamento dos nove operadores variando entre 7 N.cm e 14.6 N.cm, para torques habituais, e entre 9.4 N.cm a 19.9 N.cm, para torques máximos. Os autores concluíram que os resultados ratificam a utilização de torquímetros mecânicos para a obtenção dos torques recomendados pelos fabricantes.

Standlee e Caputo (1999) determinaram os torques gerados pelo torquímetro elétrico da Nobel Biocare®. No estudo foram utilizados sete torquímetros obtidos de seis profissionais. Os torquímetros foram presos em um suporte, de maneira a garantir que não houvesse variações no ângulo de aplicação do torque. Foram dados torques de 10 N.cm, 20 N.cm e 32 N.cm em baixa e alta velocidade. Para o torque de 10 N.cm houve variação de sobre torque de até 165%. Já para 20 N.cm, foram encontradas variações positivas e negativas superiores a 20%, e, no caso de 32 N.cm, houve variações de sobre-torques de 14% e até 44% de torques inferiores ao indicado. Os resultados mostraram que houve

variações de um a 165% entre o que o aparelho indicava e o torque real, para mais ou para menos. Desta forma, são indicados calibrações e ajustes freqüentes destes aparelhos, para que sejam evitados problemas nos parafusos das próteses implantossuportadas.

Weiss, Kozak e Gross (2000) estudaram as mudanças nos torques de abertura devido a consecutivos fechamentos, sob torques constantes, de sete conjuntos de implantes pilares intermediários e de cinco sistemas de implantes, sendo eles Steri-Oss®, Branemark®, Omniloc®, ITI® e Alpha-Bio®. Foram realizados ciclos repetidos de abertura e fechamento para estimular *in vitro* um relaxamento e mudanças nos componentes. Torques de abertura foram dados, acima de 200 vezes consecutivas, após torques de apertamento de 20 N.cm. Houve um decréscimo progressivo nos valores de torque de abertura em todos os sistemas de implantes. A diminuição de torque de abertura variou de 3% a 20%, na abertura imediata, e de 4,5% a 36% na média de 30 ciclos de abertura-fechamento. Desta forma, eles concluíram que há uma progressiva perda do torque de retenção determinada por consecutivos torques de abertura fechamento. Isso provavelmente devido a um decréscimo do coeficiente de fricção entre as partes do conjunto. Para minimizar a perda dos parafusos recomenda-se que o número de aberturas e fechamentos nos procedimentos clínicos e laboratoriais, antes da instalação definitiva do pilar intermediário, seja reduzido.

Mitrani et al. (2001), analisaram a precisão de 10 torquímetros eletrônicos (Nobel Biocare®), usados na prática clínica, por um período mínimo de cinco anos, em relação a quatro torquímetros novos. Neste estudo *in vitro* um implante conectado a um pilar intermediário, através de seu respectivo parafuso, foi firmemente posicionado no Tohnichi. A precisão do Tonhichi corresponde a $\pm 3\%$ do valor da escala. Durante as medidas de torque o parafuso de ouro girou no mínimo 180 graus antes de haver contato entre o implante e o pilar intermediário. Três valores de torque (10, 20 e 32 N.cm), foram avaliados, tanto em alta

como em baixa velocidade. As medições dos torques indicaram que os 10 testes de torques eletrônicos mantiveram a precisão equivalente aos quatro torquímetros novos. Julgando por estes valores obtidos destas 10 unidades de teste, o uso clínico dos torquímetros eletrônicos sugerem não determinar mudanças significativas no torque após um período de uso superior a cinco anos.

Al Rafee et al. (2002) avaliaram o efeito de repetidos torques de apertamento e da contaminação salivar na tensão máxima de parafusos de ouro de próteses sobre implantes. Foram utilizados 45 parafusos (Implant innovations) divididos em nove grupos com cinco, apertados a 10 N.cm, sendo que metade destes foi lubrificada com saliva humana e a outra metade não. Uma máquina customizada aplicou cargas axiais nos parafusos de ouro até a fratura. A falha dos parafusos ocorreu, em média, com 99.8Kg. Os autores concluíram que os parafusos da coroa podem ser removidos e inseridos mais de 20 vezes sem efeito na força de tensão. A saliva não produziu efeito na força de tensão.

Lee et al. (2002) investigaram os efeitos de uma simulação de mastigação sobre os parafusos de uma prótese implantosuportada, fazendo uma análise de ondas para, desta forma, documentar o mecanismo básico de afrouxamento do parafuso. Foram utilizados treze pilares intermediários standart, conectados a implantes de hexágono externo. Os parafusos dos pilares intermediários receberam um torque de 20 N.cm e os parafusos das coroas foram torqueados com 10 N.cm. Foi desenvolvida uma máquina com um cilindro pneumático para simular os movimentos mastigatórios. Dez coroas implanto suportadas receberam cargas de 100 N de força, com uma angulação de 30° , em relação ao longo eixo, com 0.2 segundos de tempo de contato e freqüência de 1 Hz. Três coroas receberam cargas verticais, nas mesmas condições, e serviram como controle. Os efeitos foram analisados após um milhão de ciclos. Não foram observados afrouxamentos dos parafusos

dos pilares intermediários neste estudo. Em relação aos parafusos de ouro, quatro foram perdidos antes de um milhão de ciclos, e torques acima de 10 N.cm foram recomendados para prevenir este problema.

Standlee et al. (2002) avaliaram a precisão de três tipos de torquímetros mecânicos. As chaves de torque Nobel Biocare®, Straumann ITI® e Dynatorq ITL® foram usadas para simularem torques em uma máquina de teste. As chaves foram instaladas na máquina e orientadas de forma que sua ativação só provocasse efeito puro de torção. Foram encontradas diferenças significativas entre as unidades individuais e os níveis tidos como ideais, obtidos com o controle de torque Nobel Biocare®. As médias de valores de torque para o ITI® e o ITL® não variaram mais que 10% dos seus torques recomendados. O ITI® e ITL® foram capazes de alcançar, neste estudo, valores de torque consistentes e próximos dos respectivos objetivos. O torquímetro da Nobel Biocare® apresentou as maiores variações em relação aos torques preconizados. Os valores de torque, obtidos a partir das amostras utilizadas, variaram em diferentes graus dos níveis de torque ideais, sendo que o ITI® e o ITL® apresentaram resultados mais consistentes.

Tan e Nicholls (2002) mediram a pré-carga no parafuso de ouro pilar intermediário – cilindro de ouro, obtida pela utilização de três sistemas de torque. Quando foi dado um torque de 10 N.cm com uma chave mecânica, a pré-carga foi de 291.2 N. Utilizando-se um torquímetro eletrônico em velocidade baixa a pré-carga foi de 340.3 N, quando utilizou-se torquímetro eletrônico em velocidade alta a pré-carga foi de 384.4 N, sempre utilizando o mesmo torque de 10 N.cm. Também existiu uma grande variação da pré-carga no parafuso, em função do operador da chave mecânica. O parafusamento, com a chave manual, determina uma pré-carga insuficiente e não é recomendada para o apertamento final do parafuso de ouro. Diferentes torquímetros eletrônicos, ajustados em 10 N.cm, induzem pré-

cargas que variam de 264.1 N até valores de 501.2 N. Desta forma, os autores concluíram que os torquímetros eletrônicos devem ser regularmente recalibrados para alcançar níveis ideais.

Drago (2003) ressaltou a efetividade de parafusos de pilar intermediário de ouro quadrados torqueados com 35 N.cm na manutenção longitudinal da união entre pilar intermediário-implante. Foi realizada uma análise retrospectiva das próteses colocadas em 73 pacientes que receberam 110 implantes. Todos os parafusos dos pilares intermediários foram de ouro, com a cabeça quadrada e receberam um torque de 35 N.cm. Após um período mínimo de acompanhamento apenas um parafuso falhou, representando uma taxa de sucesso de 99%. A partir destes dados, o autor concluiu que melhorias nos parafusos podem proporcionar um aumento da pré-carga, favorecendo a estabilidade da união pilar intermediário-implante.

3.5 Diâmetro de implantes

Matshushita et al. (1990) concluíram que as tensões no osso cortical são inversamente proporcionais ao aumento de diâmetro do implante, tanto com força lateral, como com vertical, e que o maior diâmetro favorece à distribuição das tensões geradas. Ainda, a concentração de tensões no osso cortical foi maior que no medular, principalmente ao redor do implante, e que, sob carga lateral, foi duas vezes maior quando comparado à carga vertical.

Langer et al. (1993) descreveram a utilização de um novo modelo de implante \varnothing de 5.0 mm de correspondendo a uma modificação do implante convencional de Branemark® com \varnothing de 3.75 mm, idealizado para aumentar a área de contato osso/implante e a fixação em cortical lateral e cresta das bordas do alvéolo cirurgicamente criado. Propuseram sua indicação em áreas de pouca altura óssea, baixa qualidade óssea (tipo IV) e substituição imediata de implantes não osseointegrados.

Graves et al. (1994) publicaram um estudo no qual citam que estão inclusos, nos benefícios e indicações dos implantes de plataforma larga, uma maior área de superfície de implante, uma alternativa para quando o implante inicial não teve estabilidade e uma opção de reposição imediata de implantes que não osseointegraram ou fraturados. Em um acompanhamento de dois anos, 268 implantes de maior diâmetro, instalados em 196 pacientes, obtiveram 96% de sucesso, sendo que as falhas ocorreram antes da reabertura, devido à ausência de osseointegração.

Evian e Cutler (1995) estudaram a possibilidade da utilização de implantes de maior diâmetro para substituir um implante falho. As causas que levam à perda de um implante são relativamente uniformes: micromovimentos na fase de osseointegração, trauma ou excesso de carga oclusal e infecção bacteriana. Quando da remoção deste implante falho deve ser executada uma curetagem do alvéolo existente para remover o tecido conjuntivo fibroso. Um implante de maior diâmetro possibilita uma melhor aproximação entre a superfície e as paredes do alvéolo sadio.

Balshi (1996) afirmou que a incidência de fraturas em implantes é pequena, entretanto, quando ocorrem, causam problemas para o paciente e para o clínico. Determinar a etiologia destas fraturas e tratá-las pode ser bastante complexo para a equipe envolvida. Dividiu as causas de fraturas em três grupos: defeitos inerentes ao próprio implante;

ausência de passividade no assentamento da estrutura metálica da prótese, e sobrecarga fisiológica ou biomecânica. Afirmou que pacientes com hábitos oclusais parafuncionais devem receber placa oclusal de proteção para minimizar forças aberrantes noturnas. Acredita-se que as forças oclusais são as principais responsáveis pelas fraturas em implantes, uma vez que a maioria dos relatos científicos afirma que a incidência é maior no quadrante posterior dos arcos dentais. Indica o uso de implantes de maior diâmetro para repor um implante fraturado.

Bahat e Handelsman (1996) em um relato clínico, propuseram a utilização de implantes de maior diâmetro associado a implantes de diâmetro convencional; obtiveram taxa de insucesso igual a 2.3% para implante de Ø 5.0 mm e a 1.6% para os casos de dois implantes associados. Todos receberam coroas metalocerâmicas e foram acompanhadas por aproximadamente 15 meses em função oclusal. Concluíram que a técnica cirúrgica precisa ser melhorada para esta finalidade.

Ivanoff et al. (1997) analisaram a influência do diâmetro de implante rosqueado na osseointegração em tibia de coelhos, através de teste por torque de remoção e análise histomorfométrica. Em nove coelhos foram instalados implantes Ø de 3.0, 3.75, 5.0 e 6.0 mm de comprimento e acompanhados por 12 semanas. Os testes de biomecânica mostraram, estatisticamente, que o torque de remoção aumenta conforme aumenta o diâmetro do implante. A resistência ao deslocamento pareceu estar relacionada à superfície do implante em contato com a cortical, uma vez que o osso recém formado, próximo ao periósteo e a faces da medular, não demonstrou nenhuma capacidade de suporte após 12 semanas. Os autores sugerem que o uso clínico de implantes de maior diâmetro aumenta a estabilidade dos mesmos.

Jarvis (1997) relatou em estudo, que nos casos onde exista uma quantidade óssea e um espaço interdental suficientes, os implantes de diâmetro largo devem ser preferencialmente indicados no lugar de implantes de plataformas regulares. Embora os implantes de plataforma larga sejam freqüentemente considerados por suas possibilidades estéticas, eles também podem oferecer importantes vantagens biomecânicas, particularmente na redução da magnitude do estresse, e no aumento da estabilidade.

Aparício e Orozco (1998) publicaram um estudo de acompanhamento de 94 implantes de plataforma larga, levando em consideração as indicações, a remodelação óssea marginal, valores de Periotest (PTv) e taxa de sobrevivência. A taxa de sucesso acumulada (CSR), após um ano em função, foi de 97.2% para a maxila e 88.4% para a mandíbula, e a CSR, após 48 meses, foi de 97.2% para a maxila e 83.4% para a mandíbula. Os valores de Periotest® nos implantes de plataforma larga Ø de 5.0 mm, na maxila e na mandíbula, foram respectivamente 1.1 e 0.6 unidades menores que os obtidos pelo Periotest® em implantes Ø de 3.75 mm instalados nos mesmos pacientes. Os autores suspeitaram que esta diferença nos valores do Periotest entre os implantes de Ø 5.0 mm e Ø 3.75 mm deve-se a uma diferença na capacidade da remodelação óssea nas regiões onde foram instalados implantes de plataforma larga.

Blatz et al. (1998) compararam a utilização de dois implantes de plataforma regular ou um implante de plataforma larga para a reposição de um único molar ausente. Eles concluíram que ambas opções, para repor um único molar, proporcionam uma maior área superficial e melhores propriedades biomecânicas, que apenas um implante de plataforma regular.

Ivanoff et al. (1999) em uma análise retrospectiva, relacionaram a taxa de sobrevivência e a remodelação óssea marginal com o diâmetro dos implantes. Sessenta e

seis pacientes receberam um total de 299 implantes, sendo 141 Ø de 3.75 mm, 61 Ø de 4.0 mm e 97 Ø de 5.0 mm. Sete, dos 141 implantes de 3.75 mm, falharam (5%) e 2, dos 61 de 4.0 mm, falharam (3%). A maior taxa de falhas foi encontrada dentre os implantes de 5.0 mm, sendo 17 falhas em 97, correspondendo a 18% do total. Após 5 anos a taxa de sucesso para implantes de 5.0mm, em mandíbula, era de 73%. Os autores sugerem que as possíveis causas, para estes resultados menos favoráveis dos implantes de Ø 5.0mm, são relacionadas à pobre qualidade óssea, estágio da curva de aprendizagem dos profissionais e mudanças no desenho dos implantes. O fato dos implantes de plataforma larga serem utilizados quando os implantes iniciais não osseointegraram ou quando não foi obtida estabilidade inicial, pode ser outra possível explicação.

Mahon, Norling e Phoenix (2000) investigaram a relação entre a variação do diâmetro dos implantes e a dissipação das forças aplicadas, em modelo fotoelástico. Foram utilizados 40 implantes, sendo divididos em dois grupos. O primeiro era composto de 25 implantes, com 10 mm de comprimento com Ø 3.25 mm, 3.75 mm, 4.0 mm, 5.0 mm e 6.0 mm. O segundo grupo incluía 15 implantes, medindo 10 mm de comprimento e com Ø de 3.75 mm, 4.0 mm e 5.0 mm. Todos os implantes foram embebidos em blocos padronizados de resina fotoelástica. Os implantes foram restaurados, usando pilares intermediários cônicos e restaurações unitárias padronizadas. Uma força de 176 N foi aplicada sobre cada restauração. Os resultados mostraram que, quando o estresse foi analisado na interface implante resina, ele tende a decrescer entre o implante Ø de 5.0 mm e com Ø de 6.0 mm. Um aumento no tamanho do intermediário resulta em um decréscimo da tensão no pilar intermediário. Sendo que o uso de pilares mais largos pode prevenir a redução da pré-carga, vindo a, possivelmente, diminuir a incidência de problemas nos parafusos de retenção do pilar intermediário e da coroa.

Eckert et al. (2001) estudaram a taxa de sobrevivência de implantes de plataforma larga MKII pelo sistema Nobel Biocare® em molares superiores e inferiores. A partir de 1997 85 implantes foram instalados em 63 pacientes (35 homens e 28 mulheres). Em dez pacientes do sexo masculino e nove do sexo feminino os implantes foram perdidos. A taxa de falhas destes implantes foi de 19% na mandíbula e 29% na maxila. Não foram encontradas relações entre comprimento do implante e da sobrevivência. Também buscou-se relacionar a taxa de sobrevivência com fatores de risco, como tabagismo, enxerto de seio, bruxismo e tratamento endodôntico. Os autores concluíram que os implantes de plataforma larga MKII, utilizados no grupo, formam associados a uma alta taxa de insucesso, mas as falhas não puderam ser relacionadas especificamente a nenhum fator de risco.

Attard e Zarb (2003) publicaram as taxas de sucesso, obtidas com próteses implantossuportadas em regiões posteriores. Foram analisados os pacientes tratados com implantes na Universidade de Toronto, entre 1983 e 2001. Cento e trinta pacientes com próteses implanto-suportadas nas regiões posteriores (distal ao forame mentoal) foram selecionados, perfazendo um total de 432 implantes dentais do sistema Branemark®. Após cinco anos, a taxa de sobrevivência dos implantes com plataforma Ø de 5.0 mm foi de 76.3%. Estes resultados ratificam outros trabalhos que demonstram altas taxas de falhas para implantes de plataforma larga, sendo que, neste estudo, houve uma correlação entre altas taxas de falhas de implantes e histórico de doenças crônicas.

Shin, Bryant e Zarb (2004) compararam as taxas cumulativas de sobrevivência (CSR) de implantes de plataforma regular e de implantes de plataforma larga, instalados em regiões posteriores. Sessenta e quatro implantes de diâmetro largo foram posicionados em regiões posteriores de 43 pacientes e 64 implantes de diâmetro regular foram colocados em 25 pacientes. Os implantes de plataforma larga apresentaram uma taxa de sobrevivência de

80.9%, enquanto que os de plataforma regular tiveram 96.8% de CSR. A diferença entre os dois grupos foi estatisticamente significativa. Os autores concluíram que implantes de diâmetro largo podem oferecer um maior risco de falha que os implantes de diâmetro regular, sendo que, possivelmente, esta discrepância seja causada por diferenças do desenho ou relacionada a características do osso hospedeiro.

O conhecimento dos níveis de torque aplicados nos parafusos de retenção dos pilares intermediários e em suas respectivas próteses é necessário para alcançar uma ótima pré-carga.

3.6 Pilares CeraOne®

Andersson et al. (1992) comentaram a disponibilidade de um novo pilar intermediário para ser usado na confecção de próteses unitárias implanto suportadas, chamado de CeraOne®. O pilar é unido ao implante por um parafuso de ouro que deve ser torquado com a utilização de uma chave de torque mecânica, em conjunto com um contra-torque, tendo grande resistência à perda do parafuso, com mínima transmissão de força à interface implante/osso. Segundo os autores, o pilar permite a cimentação de uma coroa, proporcionando ótimos resultados estéticos, mesmo em situações em que os implantes não estejam inseridos na posição ideal.

Spitzer, Kastenbaum e Wagenberg (1992) relataram que o pilar intermediário CeraOne® possui a vantagem de ser conectado ao implante, tendo um sistema antirotacional e sendo indicado para próteses unitárias. Os autores citam ainda que o

parafuso de ouro do pilar permite um torque de 32 N.cm, o que lhe confere alta estabilidade e que este pilar favorece a confecção de próteses com boa estética.

Boudrias (1993) citou que o sistema CeraOne® oferece uma alternativa viável, tanto para realização de próteses metalocerâmicas, como coroas cerâmicas. Na análise de seus casos, não encontrou sinais de perda de parafusos do pilar desde que tenha sido dado o torque recomendado de 32 N.cm em seu parafuso.

Basten et al. (1996) compararam a resistência à fadiga do pilar CeraOne® e Estheticone®. Foram usados 15 pilares Estheticone® e 15 CeraOne®, sendo que, em cada parafuso de ouro, foram dados três torques, correspondendo ao preconizado, 20% a mais e 20% a menos. Uma carga de 70 N foi aplicada nas amostras, com um ângulo de 30 graus do longo eixo. Não foram observadas variações relevantes de resistência em função do torque aplicado. Já em relação aos pilares, houve uma diferença significativa. Das 15 amostras com pilar CeraOne®, 10 falharam, já no sistema Estheticone®, apenas um parafuso de pilar falhou.

Andersson et al. (1998) estudaram, por um período de dois a três anos, restaurações unitárias implantosuportadas, em que foram utilizados pilares CeraOne®. A análise englobou 65 implantes, sendo, na maxila, 51 incisivos, um canino e 10 pré-molares, na mandíbula, foram 3 pré molares. Concluíram que a média de sucesso foi de 97.3%, em três anos, sendo que a perda óssea, ao redor dos implantes, a presença de fístulas e os problemas de afrouxamento do parafuso foram raros.

Scheller et al. (1998) em estudo multicêntrico, analisaram os resultados obtidos, com a utilização de implantes Branemark®, para a reposição de coroas unitárias. A taxa de sucesso encontrada foi de 95.9% para os implantes e de 91.1% para as coroas. Dos 99 implantes acompanhados, 97 receberam pilares CeraOne®. Os autores citam que o

parafuso de ouro do pilar intermediário CeraOne®, tem eliminado o problema de perda parafuso do pilar intermediário em próteses unitárias implanto-suportadas.

3.7 Transmissão do torque para interface osso-implante

Desde que Branemark® et al. (1969) introduziu os conceitos de osseointegração, vários estudos foram realizados para verificar e testar a estabilidade da união osso/implante. O sucesso ou insucesso do tratamento com implantes está relacionado com a maneira como as cargas são transmitidas e absorvidas pelo tecido ósseo vizinho, segundo Duyck et al. (1997). Embora não se conheça o mecanismo, este parece variar conforme o tipo de carga, interface osso/implante, comprimento e diâmetro do implante, forma do implante, superfície e capacidade de remodelação do tecido ósseo.

Skalak (1983) avaliou a biomecânica em próteses sobre implantes. O autor afirma que o sucesso da osseointegração depende da maneira como os estresses mecânicos são transferidos do implante para o osso. Como o titânio é mais rígido e resistente que o osso, é mais provável que uma possível falha ocorra no osso ou na união osso/implante. A firme conexão de uma prótese aos implantes osseointegrados forma uma estrutura unificada onde prótese, implante e osso atuam como uma unidade. Desajustes nas conexões e próteses podem resultar em estresses internos ocasionando falhas na conexão, mesmo sem a atuação de forças internas. Conexões rígidas e precisas são desejáveis, ao prover uma estrutura única para agir juntamente com o tecido ósseo.

Sullivan et al. (1996) já demonstravam a preocupação com a transmissão de cargas à interface osso-implante durante o apertamento do parafuso do pilar intermediário. Os autores afirmam que, durante a colocação do pilar, um torque de 20 N.cm ou mais é aplicado para

que seja obtida uma pré-carga ótima. Tal procedimento feito, sem nenhum dispositivo de contra torque, pode ser prejudicial para a osseointegração, levando em consideração fatores com o tamanho do implante e a qualidade óssea da região.

Lang, May e Wang (1999) estudaram a força transmitida ao implante durante a o torque dos pilares intermediários, na ausência e com a utilização do contra-torque. No trabalho, utilizaram-se 40 implantes Branemark®, 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 Estheticone®, 10 Procera®, 10 Auradapt®. As amostras de cada grupo foram divididas em dois grupos, sendo que em um foi dado o torque com o contra-torque e em outro, sem. Existiram diferenças significativas entre os grupos onde se utilizou o contra-torque, sendo que, em média, 91% do torque recomendado foi 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.

Lang, Wang e May (2002) estudaram a relação entre o hexágono externo do implante e o interno do pilar intermediário após ter sido empregado o torque no parafuso, com e sem o uso do contra-torque. Foram utilizados 30 implantes de 3.75 x 10.0 mm e 10 implantes de 5.0 x 10.0 mm, todos Branemark System®. Sobre os implantes foram posicionados 10 pilares intermediários 10 Ceraone®, 10 Estheticone®, 10 Procera® e 10 Auradapt®. Os implantes eram fixados, presos em um recipiente e então, posicionavam-se os pilares intermediários. Quando os torques recomendados eram dados com um torquímetro, cada conjunto implante pilar intermediário era removido do recipiente e embebido em uma resina. As amostras eram seccionadas até o nível dos hexágonos e eram limpas para serem examinadas. Os contatos entre os hexágonos eram avaliados, assim como o grau e a

direção da rotação entre eles. Os contatos entre todas as amostras, assim como, a rotação, foram menores que 5°, o que sugere uma ótima estabilidade para o parafuso. Não houve diferenças significativas entre os grupos em que foi utilizado o contra-torque em relação aos outros.

Ueda (2003) avaliou, em estudo *in vitro*, a eficácia da utilização do contra-torque durante a inserção e a remoção de parafusos de pilares intermediários em implantes de hexágono externo e interno. Foram utilizados 28 implantes, divididos em dois grupos, sendo 14 implantes do tipo hexágono externo e 14 implantes do hexágono interno, onde cada espécime era constituído pelo implante e seu respectivo pilar intermediário. Cada grupo de 14 implantes foi dividido em dois subgrupos de sete, sendo que em um foi utilizado o contra-torque e no outro não. Cada parafuso foi apertado com uma única ativação a 30 N.cm para os implantes de hexágono externo e a 20 Ncm para os parafusos dos implantes de hexágono interno. Quando a pré-tensão para o aperto dos pilares intermediários foi atingida, de acordo com o torquímetro, foi realizada a leitura pelo aferidor digital de torque Mackena®, registrando a força de torque transmitida ao implante. Concluiu-se que o dispositivo de contra-torque mostrou-se eficaz, pois, para os implantes de hexágono externo, sem tal dispositivo, a passagem de torque de apertamento foi de praticamente 100% e, com tal dispositivo, a média da passagem foi de 48.5%. Para os implantes de hexágono interno, a média de passagem de torque foi de 100%, sem o dispositivo de contra-torque, e de 53.55% com o dispositivo.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Materiais

Materiais utilizados:

- 1 pilar intermediário CeraOne® para implante de 3.75 mm (Conexão sistema de prótese-SP)
- 1 pilar intermediário CeraOne® para implante de 5.0mm (Conexão sistema de implantes)
- 2 Parafusos de titânio (Conexão sistema de prótese-SP)
- 1 implante 3.75 x 10.0 mm (Conexão sistema de prótese-SP)
- 1 implante 5.0 x 10.0 mm (Conexão sistema de prótese-SP)
- Resina fotoelástica PL-2 / PLH -2, Measurement Group. Raleigh,N.C.
- Óleo mineral (Campestre - Ind e Com., LTDA – S.B. Campo – SP).
- Máquina fotográfica digital Mavica FD-97 SONY.
- 2 modelos fotoelásticos.
- Contra torque de 3.75 mm
- Contra torque de 5.0 mm
- Polariscópio (Número do projeto F03/06702-5). FAPESP. Coordenador: Dr. Cláudio Luiz Sendyk e cols, Roberto Adrian Markarian e Valdir Ferreira Gonçalves.

4.1.1 Resina fotoelástica



Figura 1: Resina Fotoelástica

PL-2 é uma resina de dois componentes líquidos de consistência viscosa, cuja nomenclatura vem do inglês *Plastic Liquid* (PL-2) e *Plastic Liquid Hardener* (PLH-2). Polimeriza-se à temperatura ambiente, por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico. Possui um fator K (constante óptica de força), de aproximadamente 0,02 e é primariamente utilizada para revestir materiais de meio módulo, tais como vinil, borracha, madeira etc, em que alongamentos maiores que 50% são esperados.

A proporção para a manipulação da resina (PL-2) e do componente endurecedor (PLH-2) é calculada, em partes, por cento ou ppc. Por exemplo: 10 ppc é igual a 10 gramas de endurecedor, para 100 gramas da resina. Para o plástico tipo PL2, a quantidade de endurecedor é de 100 ppc, ou seja, partes de 100 gr de resina e 100gr de endurecedor.

Previamente, a mistura resina e endurecedor, devem ser aquecidos entre 46°C a 52°C. Também o molde deve estar aquecido à mesma temperatura, o que permitirá um correto escoamento da mistura plástica após o vazamento. Deve-se adicionar o endurecedor à resina, tomando-se cuidado para que não ocorra a inclusão de bolhas de ar, e misturar, com um bastão de vidro, ou com a haste do termômetro. É muito importante que se obtenha uma mistura uniforme antes do vazamento da resina no interior do molde. Misturam-se lentamente os componentes com movimentos elípticos cruzados, evitando movimentos abruptos durante a mistura, pois poderá introduzir-se uma excessiva quantidade de bolhas de ar na massa do material. Move-se lentamente o bastão ou a haste do termômetro, com o intuito de obter uma mistura clara e sem estrias. Com a progressão da mistura ocorre um aumento da temperatura, causado pela reação exotérmica que deve ser monitorada com a haste do termômetro. Quando a temperatura atingir 55°C a resina estará pronta para ser vazada em seu molde. Durante o vazamento deve-se manter o recipiente da mistura o mais próximo possível da superfície do molde, o que minimizará a possibilidade de formação de bolhas de ar. É importante que, durante o vazamento no molde, seja movimentado o recipiente sobre o molde, para que o escoamento se distribua por todas as suas partes, até o seu completo preenchimento. A haste do termômetro ou bastão pode ajudar a espalhar a resina uniformemente.

Após o vazamento, recomenda-se recobrir o molde para proteger o material contra a deposição de impurezas ou de poeira em sua suspensão, durante sua polimerização.

Uma observação importante para as instruções descritas é que se apliquem nas condições de temperatura ambiente somente entre 21°C a 24°C. Em virtude de a resina PL-2 sofrer uma reação exotérmica, seu tempo de polimerização é reduzido por temperaturas mais altas e modelos de peças muito finas. Recomenda-se, para a modelagem de peças mais finas, temperaturas ambientes mais baixas, pois aumenta-se o tempo de polimerização.

Propriedades mecânicas e ópticas da resina fotoelástica PL-2:

- Fator K: 0,02 nominal, calibragem requerida para valores precisos;
- Alongamento Máximo: 50%;
- Módulo de elasticidade: 30.000psi (0,21Gpa.);
- Índice de Poisson: 0,42;
- Temperatura máxima de utilização: 400°F(204°);
- Constante de sensibilidade óptica sobre tensão: 110°F (43°C).

4.2 Aparelhos

4.2.1 Polariscópio

O polariscópio utilizado nesta pesquisa foi do tipo circular. Este polariscópio circular proporciona dois campos de visão, sendo um escuro, através dos polarizadores de eixos cruzados, e um claro, através dos polarizadores de eixos paralelos. Logo, dois tipos de franjas são visualizadas em um polariscópio circular: os padrões coloridos (claros), que são as franjas isocromáticas e mostram a intensidade das tensões e as linhas escuras, chamadas "isoclínicas", sobrepostas às franjas coloridas e relacionadas com a direção da tensão. Para a aplicação em odontologia, as principais informações requeridas são a localização e a intensidade das concentrações. (LAGANA,1992) .

Para otimizar a nitidez imagens, os modelos inseridos na base foram, mergulhados em um recipiente, contendo óleo mineral puro, o que possibilitou ainda melhor visualização das franjas isocromáticas (coloridas). Para isso, também se adaptou ao polariscópio um refletor fotográfico para a fonte de luz e um difusor de luz. A este conjunto, denominou-se polariscópio.

Como auxiliar ao equipamento do polariscópio acoplou-se a câmera fotográfica Digital Mavica, modelo MVC-FD 97, da marca Sony, que permitiu visualizar as tensões e registrar as imagens.

O polariscópio foi ajustado de maneira padrão até o final dos ensaios como se segue:

- a) fonte de luz branca Photoflood;
- b) difusor de luz;
- c) filtro polarizador;
- d) filtro retardador $\frac{1}{4}$ de onda;
- e) Aquário com óleo mineral;
- f) Filtro retardador $\frac{1}{4}$ de onda;
- g) Filtro analisador;
- h) Máquina fotográfica

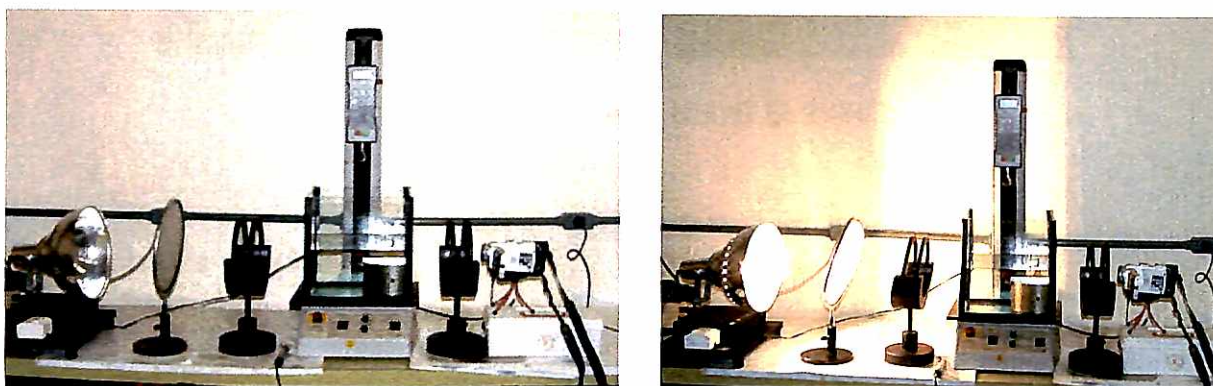


Figura 2: Conjunto Polariscópio

O recipiente de vidro contendo óleo mineral, no qual os suportes com os corpos de prova foram imersos, foi posicionado de tal forma que os corpos de prova ficassem exatamente interposto no centro óptico dos filtros polarizadores, analisador e objetiva da máquina fotográfica.

4.2.2 Torquímetro Nobel Biocare.



Figura 3: Torquímetro Nobel Biocare®

4.2.3 Bomba de vácuo



Figura 4: Bomba de vácuo

Foi utilizada uma bomba de vácuo (modelo "Fast Vac Tm" Dv 142N Main Warehouse J/B Industries INC – Illinois – USA), para a eliminação de bolhas de ar incorporadas durante a mistura e manipulação dos componentes da resina fotoelástica. Este 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 minutos, e sob uma pressão atmosférica que parte do zero e aumenta gradualmente até 750,0 mm-Hg. Para a completa eliminação das bolhas de ar, esse procedimento deve ser repetido de três a quatro vezes (MAURI FILHO, 1999).

4.2.4 Dispositivos de contra-torque



Figura 5: Dispositivos de contra-torque para pilar CeraOne® de plataforma \varnothing de 3.75 mm e \varnothing de 5.0 mm.

No trabalho foi utilizado o dispositivo de contra-torque da Nobel Biocare® para pilar intermediário CeraOne® de plataforma \varnothing de 3.75 mm. Pelo fato de não haver um dispositivo deste tipo para pilar correspondente a implante \varnothing de 5.0 mm, tivemos que desenvolver um contra-torque especialmente para a pesquisa.

4.3 Método

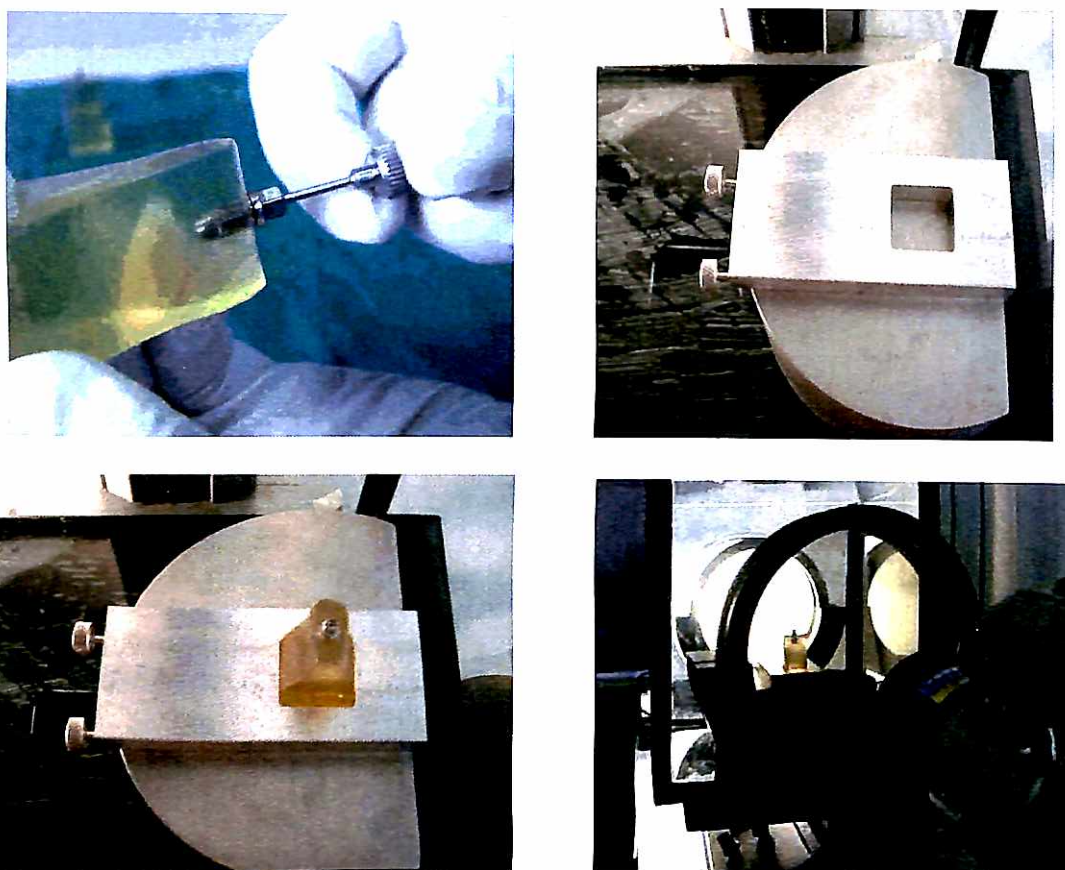


Figura 6: Fixação do componente CeraOne®, base de alumínio, modelo instalado e conjunto polariscópio

4.4 Aplicação dos torques

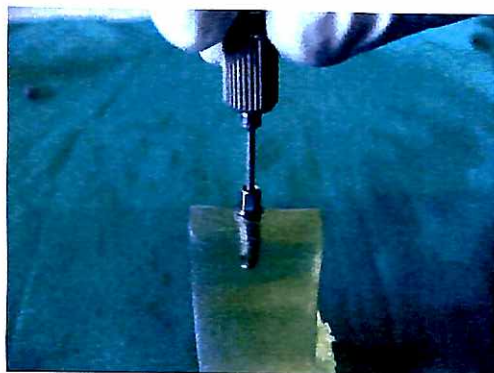


Figura 7: Torque manual



Figura 8: Ilustração do contra-torque

4.5 Análise fotoelástica

A análise fotoelástica permitirá a visualização de tensões na interface resina /implante, à medida que os torques forem aplicados nos parafusos dos pilares intermediários, sem e com a utilização do dispositivo de contra-torque. Desta forma, pode-se ter uma compreensão mais precisa da transferência destas tensões ao tecido ósseo, podendo-se avaliar o efeito da utilização do dispositivo de contra-torque. A avaliação será realizada através de registro fotográfico, feito em câmera digital, sendo a imagem imediatamente transmitida para o programa de computação ADOBE PHOTOSHOP/6 no computador, onde poderá ser melhor 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.

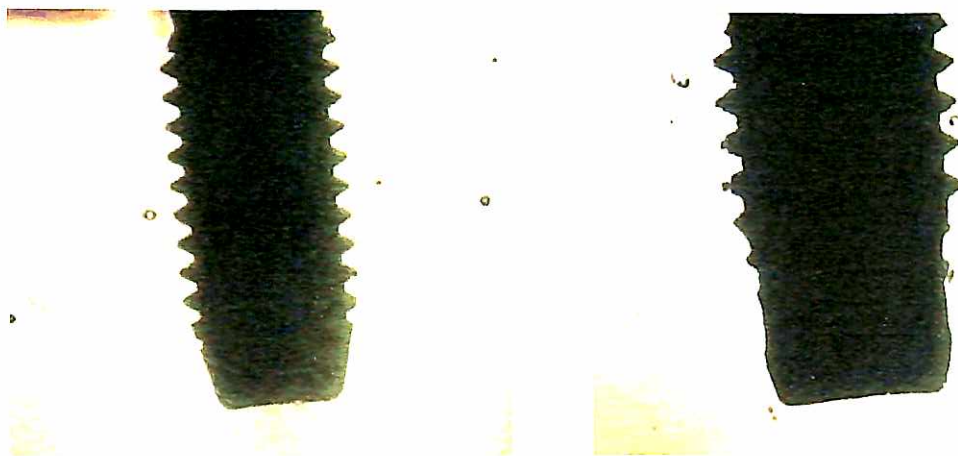


Figura 9: modelos fotoelásticos sem a aplicação de cargas mostrando a ausência de tensões.

5 RESULTADOS

Para a melhor compreensão da apresentação dos resultados obtidos, convém esclarecer que estes seguirão uma seqüência em que será considerada, inicialmente, a aplicação dos torques de 10, 20, 32 e 45 N.cm para implantes \varnothing de 3.75 mm, sem o dispositivo do contra-torque e com o uso do contra-torque. Em seguida, serão apresentados os resultados dos implantes \varnothing de 5.0 mm.

Tabela 1: Implantes Utilizados

Diâmetro do implante	Utilização contra-torque	Torque N.cm			
		10	20	32	45
3.75 mm	Sem contra-torque	10	20	32	45
3.75 mm	Com contra-torque	10	20	32	45
5.0 mm	Sem contra-torque	10	20	32	45
5.0 mm	Com contra-torque	10	20	32	45

5.1 Análises da aplicação de torques no parafuso do pilar intermediário colocados sobre implante de plataforma regular \varnothing de 3.75 mm

Foram dados torques de 10 N.cm, 20 N.cm, 32 N.cm e 45 N.cm, sem e com o uso do contra-torque. A análise foi realizada, considerando o lado direito como a parte mesial e o lado esquerdo como distal.

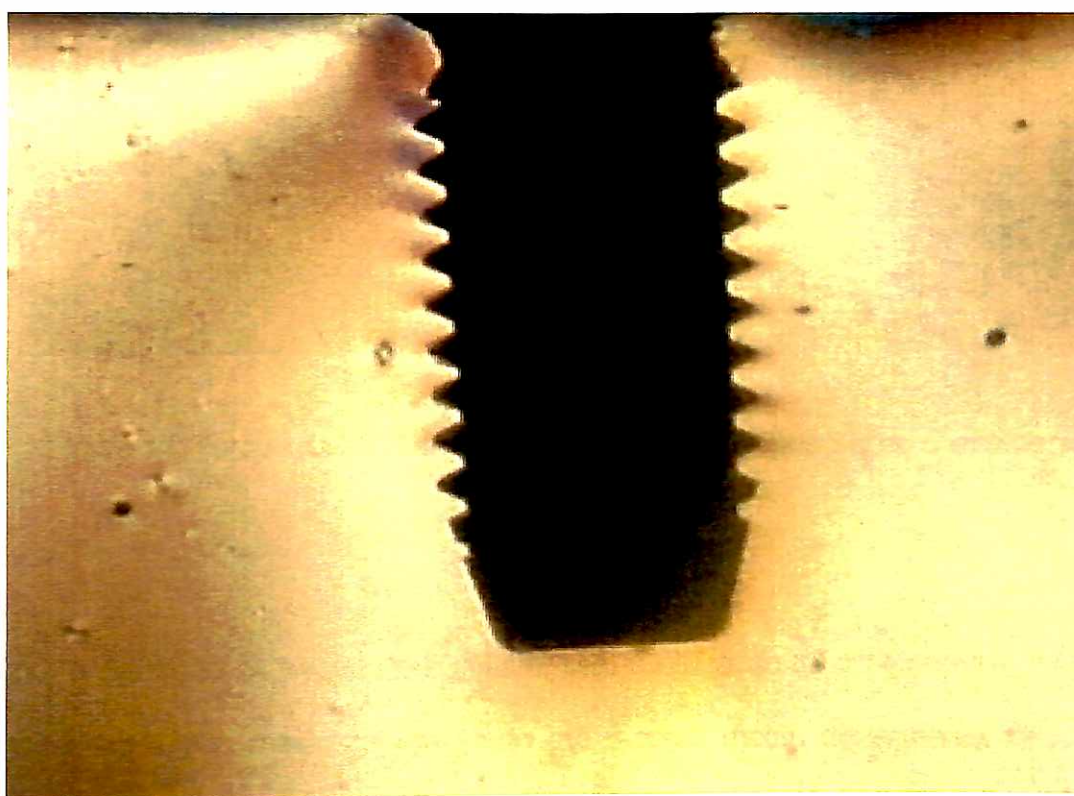


Figura 10: Torque de 10 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de torque de 10 N.cm, sem a utilização do contra-torque, observa-se uma formação de tensões na região das roscas mais cervicais da face mesial, havendo um aumento na intensidade no sentido ápico-cervical. Observa-se tensões na região disto-apical do implante.

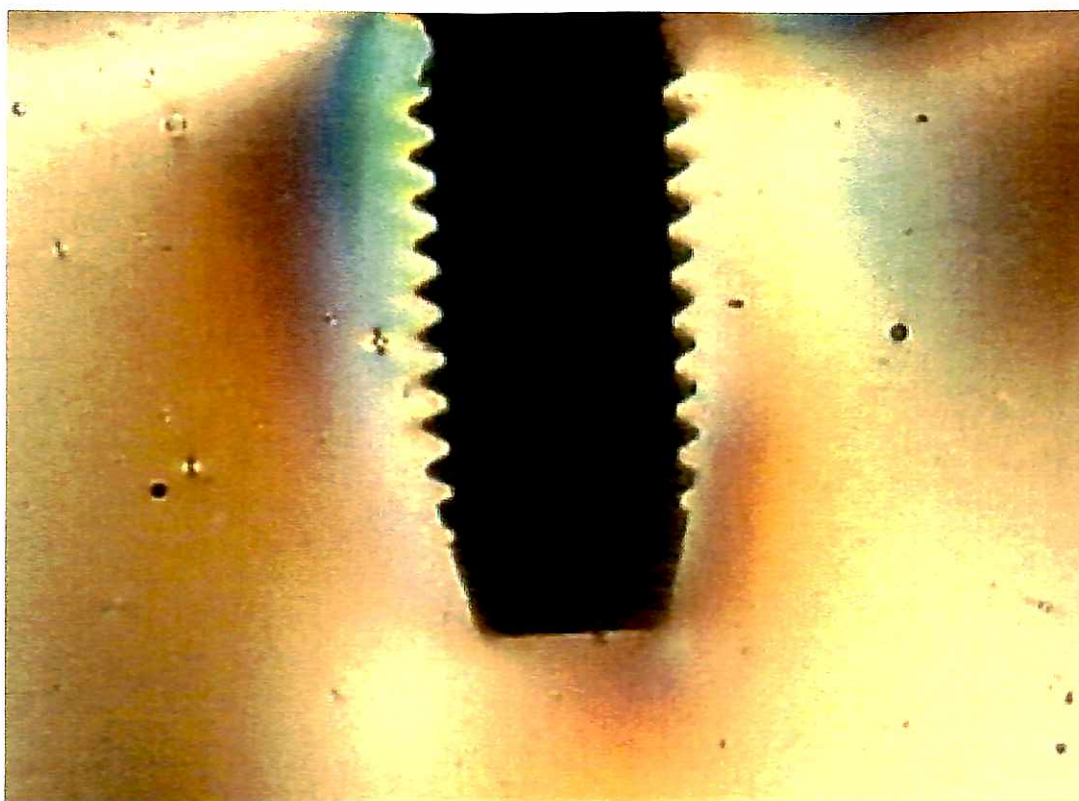


Figura 11: Torque de 20 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque

Com a aplicação de torque de 20 N.cm, sem a utilização do contra-torque, há formação de tensões na região méso-cervical, indo até o terço médio do implante, demonstrando grande concentrações de tensões. Verifica-se também a formação de zonas de tensões na porção disto-apical do implante.

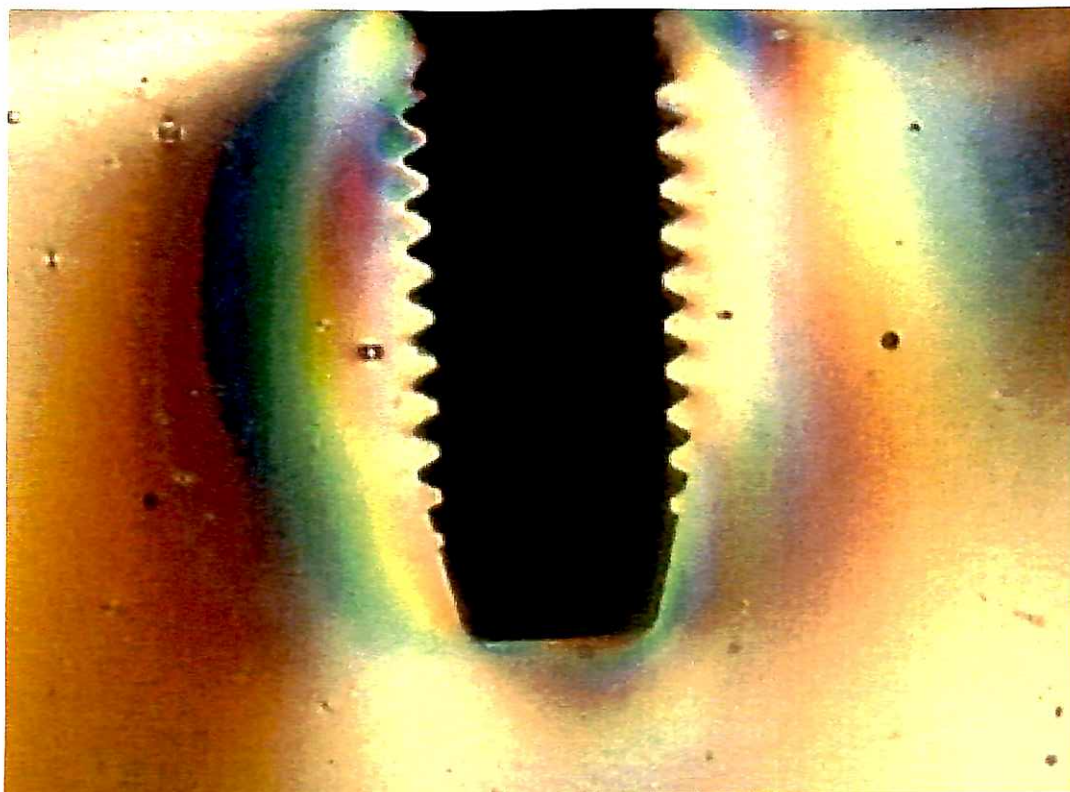


Figura 12: Torque de 32 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de torque de 32 N.cm, sem a utilização do dispositivo de contra-torque, observa-se a formação de tensões que envolvem toda a porção mesial do implante, havendo uma maior concentração de tensões ao redor das roscas mais cervicais da porção mesial. Há também a formação de tensões ao redor da região disto-apical e distal do implante.

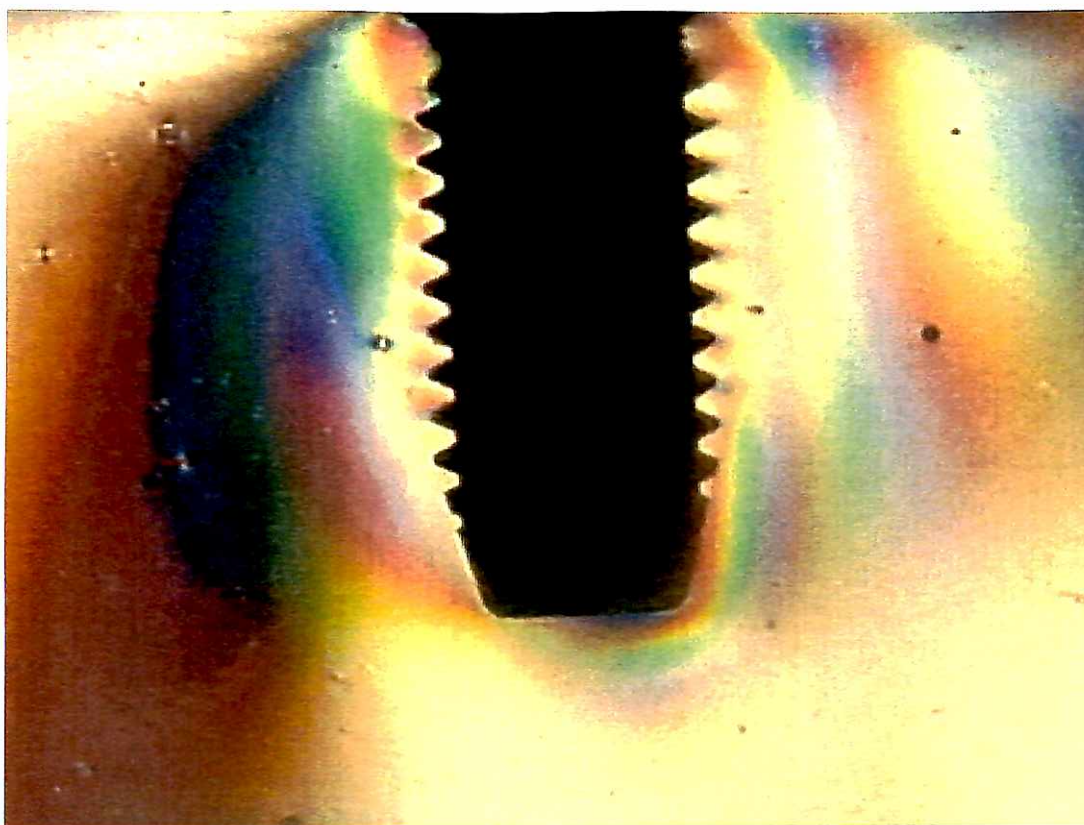


Figura 13: Torque de 45 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação do torque de 45 N.cm, sem a utilização do dispositivo de contra-torque, observa-se um aumento considerável de tensões que envolvem toda a porção mesial e méso-cervical do implante. Destaca-se também a formação de tensões ao redor da porção distal e disto-apical do implante.

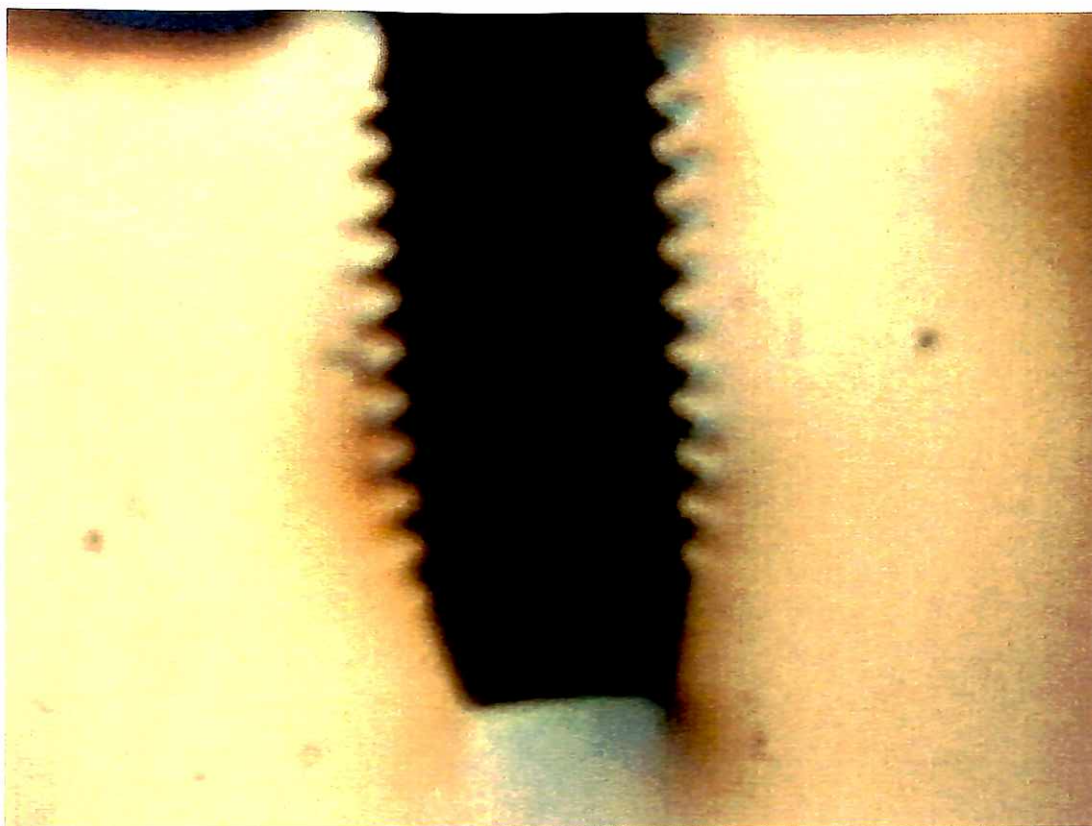


Figura 14: Torque de 10 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com aplicação do torque de 10 N.cm, com a utilização do contra-torque, observa-se a formação de tensões ao redor de todas as roscas da porção distal do implante, uma zona de tensões ao redor da porção méso-apical e a presença de tensões no terço apical do implante.

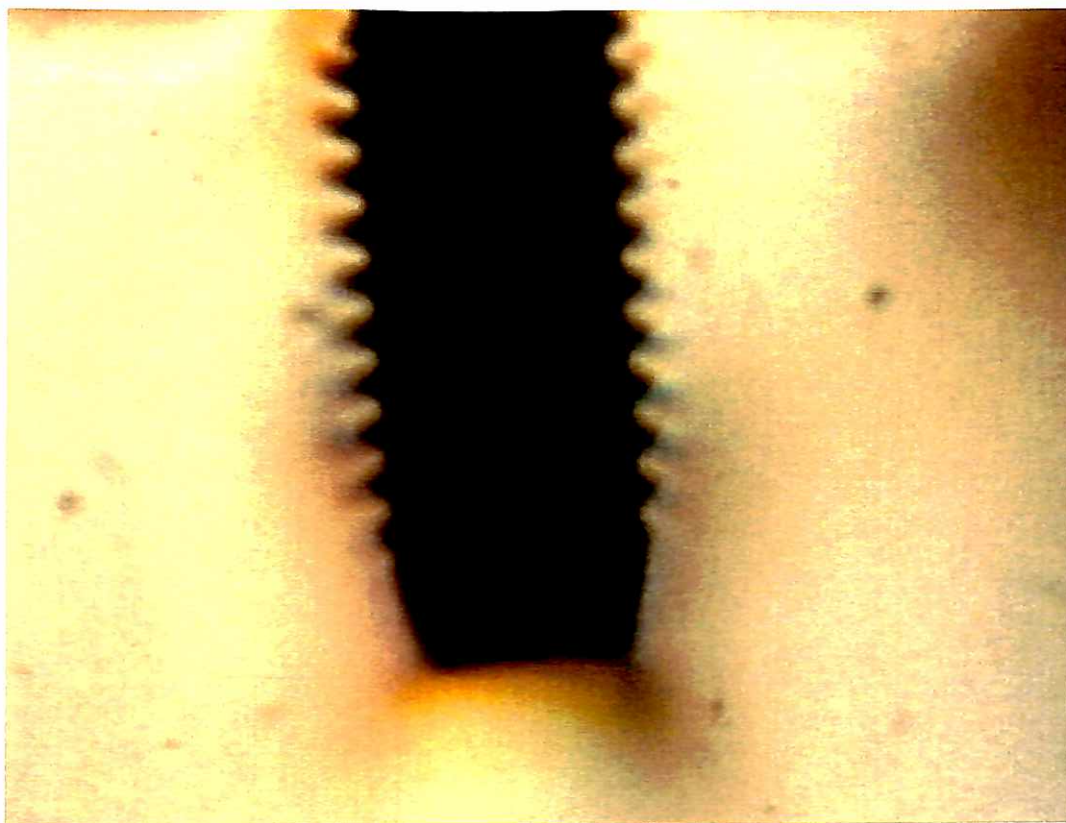


Figura 15: Torque de 20 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de um torque de 20 N.cm, com a utilização do dispositivo de contra-torque, verifica-se a formação de tensões, ao redor das áreas da porção distal, mesial e ao redor da região apical do implante.

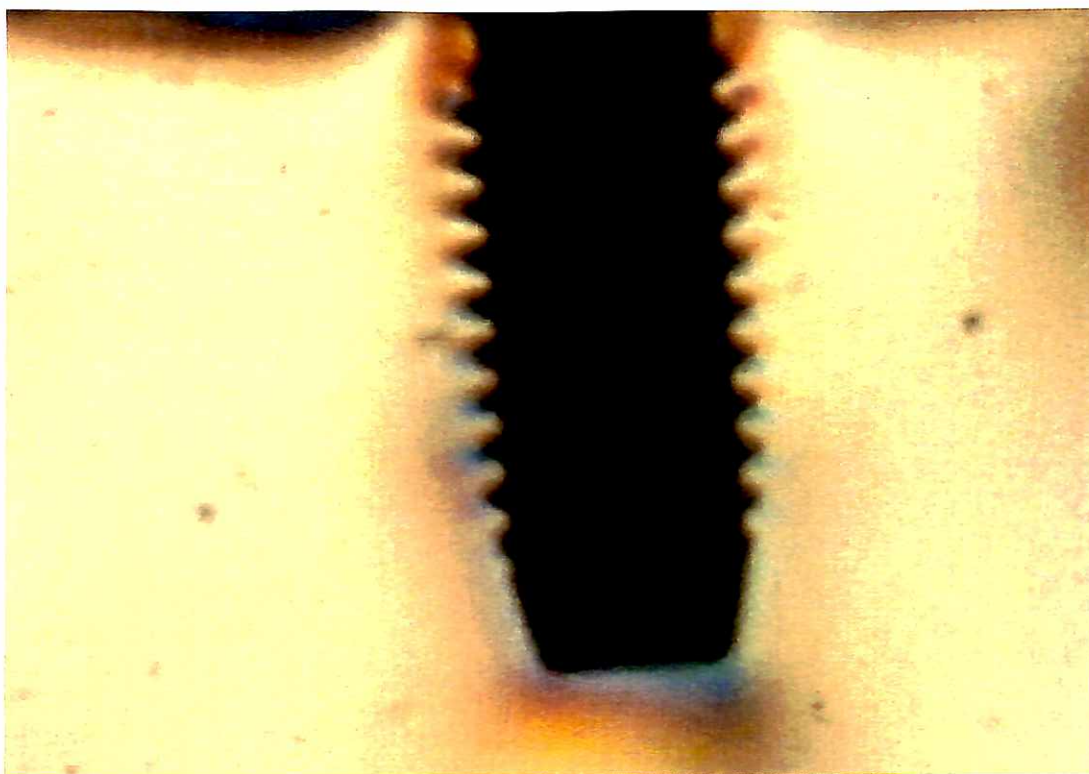


Figura 16: Torque de 32 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação do torque de 32 N.cm, utilizando dispositivo de contra-torque, verifica-se a formação de tensões ao redor das roscas mais cervicais, tanto do lado mesial, quanto distal. Há também a formação de tensões no terço apical.

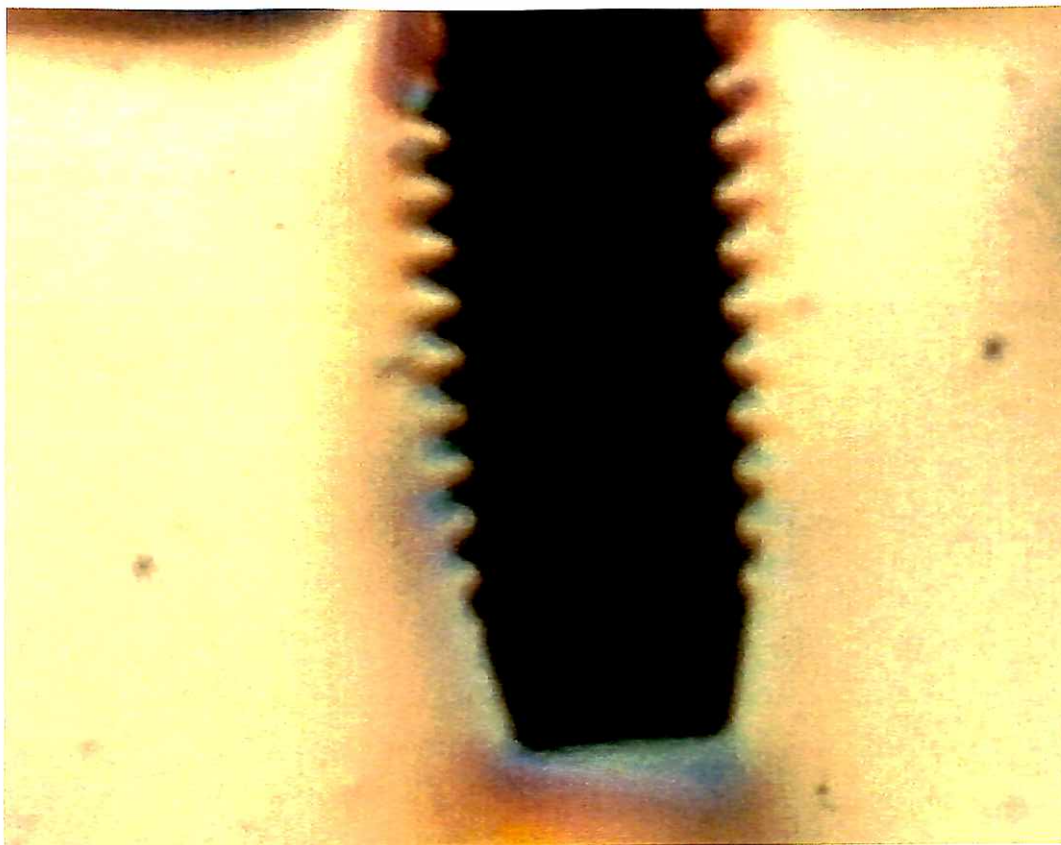


Figura 17: Torque de 45 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de um torque de 45 N.cm, utilizando dispositivo de contra-torque, há formação de tensões ao redor das roscas mais cervicais da porção mesial, distal e ao redor das roscas do terço apical. E tensões em menor intensidade nas roscas.

5.2 Análises da aplicação dos torques no parafuso do pilar intermediário colocado sobre implante de plataforma larga Ø de 5.0mm.

Foram dados torques de 10 N.cm, 20 N.cm, 32 N.cm e 45 N.cm, sem e com o uso do contra-torque.

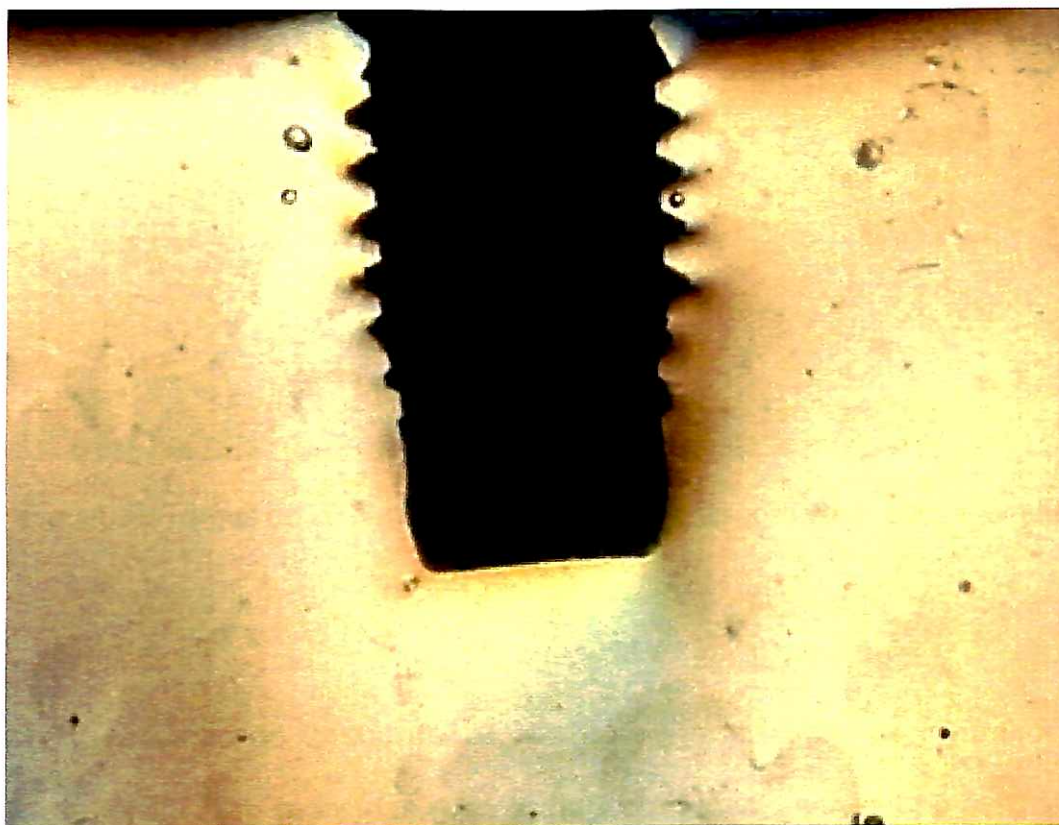


Figura 18: Torque de 10 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de um torque de 10 N.cm, sem a utilização do contra-torque, houve formação de tensões ao redor da porção disto-cervical, disto-apical, ao redor do ápice do implante e nas roscas da porção mesial.

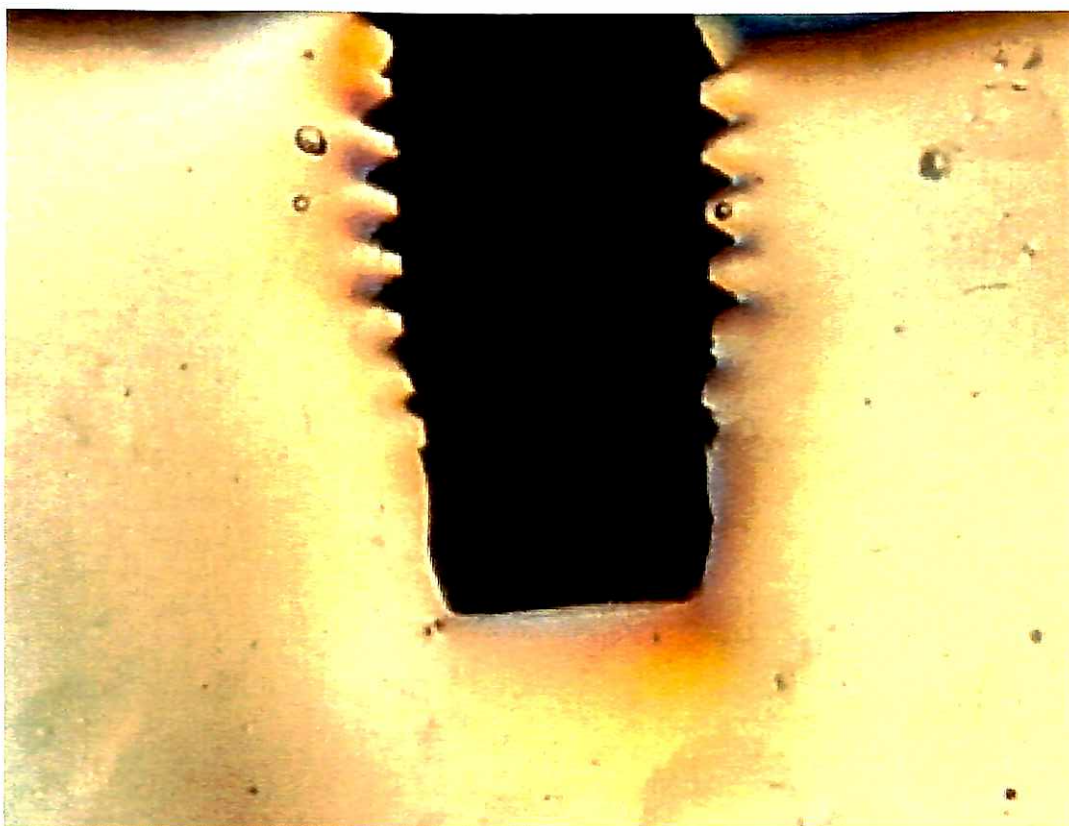


Figura 19: Torque de 20 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação do torque de 20 N.cm, sem a utilização do contra-torque, há formação de tensões ao redor das roscas da porção mesio-cervical no sentido ápico-cervical, e nota-se uma concentração de tensões ao redor da porção disto-apical do implante.

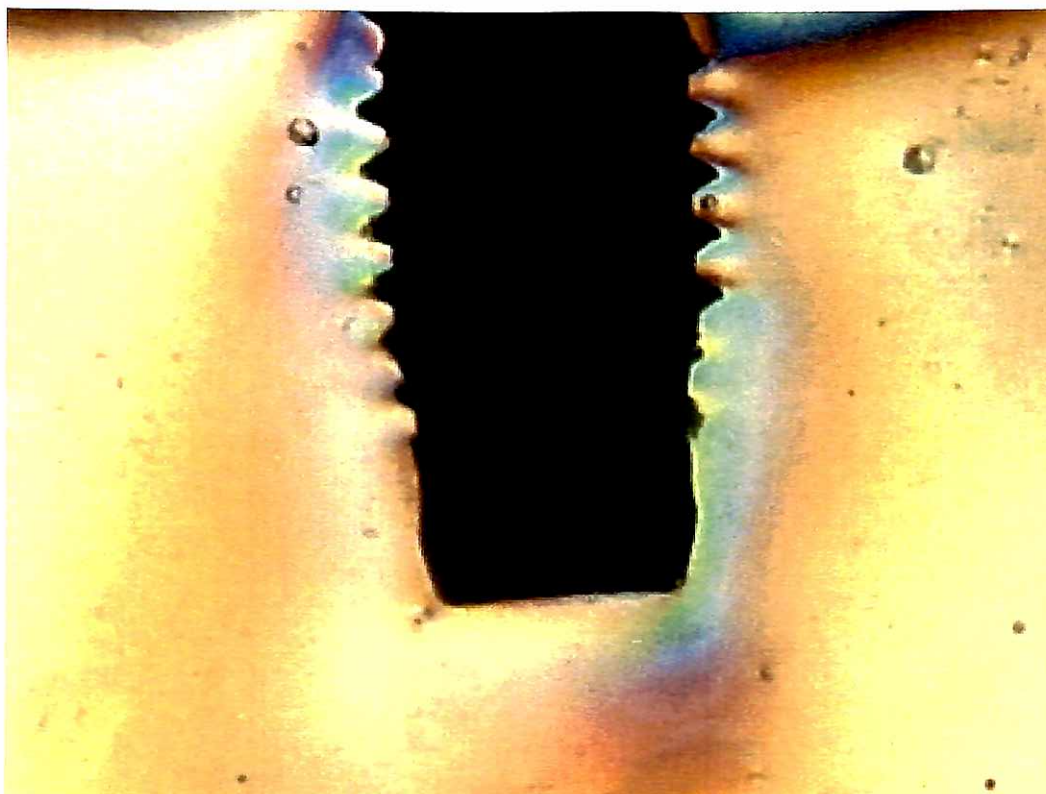


Figura 20: Torque de 32 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de um torque de 32 N.cm, sem a utilização do dispositivo de contra-torque, houve uma maior formação de tensões ao redor das roscas da porção mesial do implante no sentido ápico-cervical. Na região distal verifica-se uma maior concentração de tensões na parte mais cervical, sendo que na porção disto-apical verifica-se a presença de tensões.

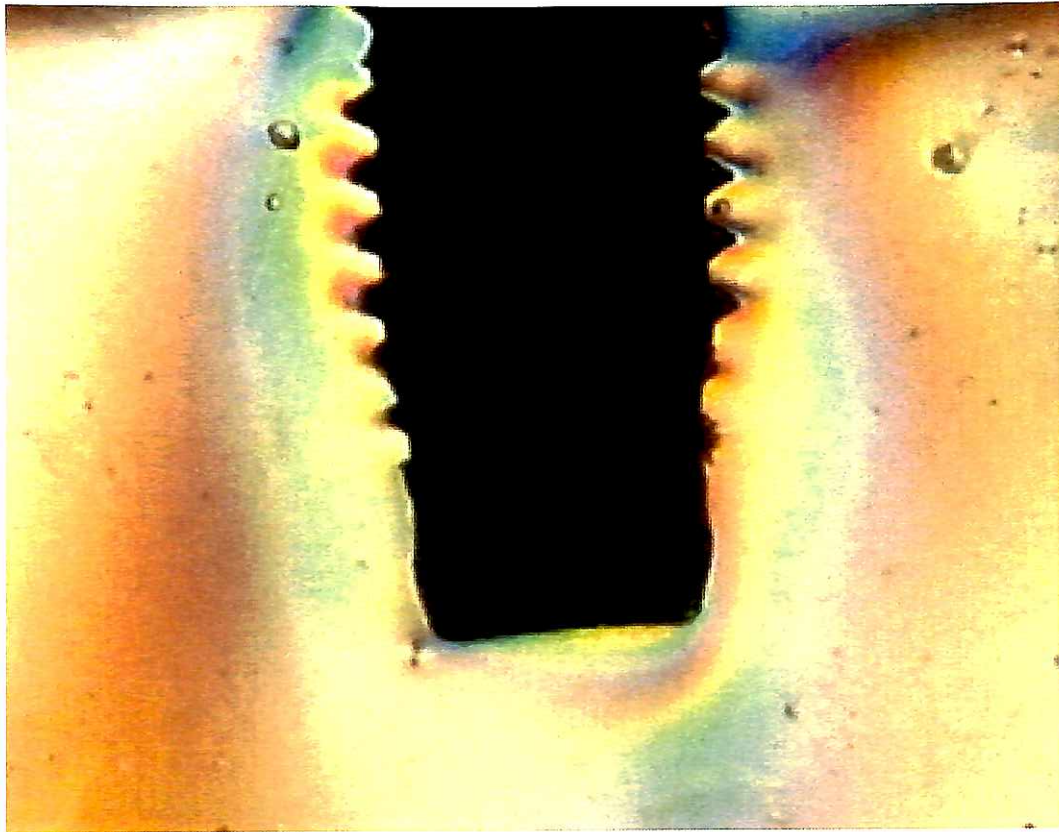


Figura 21: Torque de 45 N.cm sem a utilização do dispositivo de contra-torque

Com a aplicação de um torque de 45 N.cm, sem a utilização do contra-torque, há formação de tensões em toda extensão mesial e distal do implante. Na porção disto-apical e disto-cervical concentra maior quantidade de tensões.

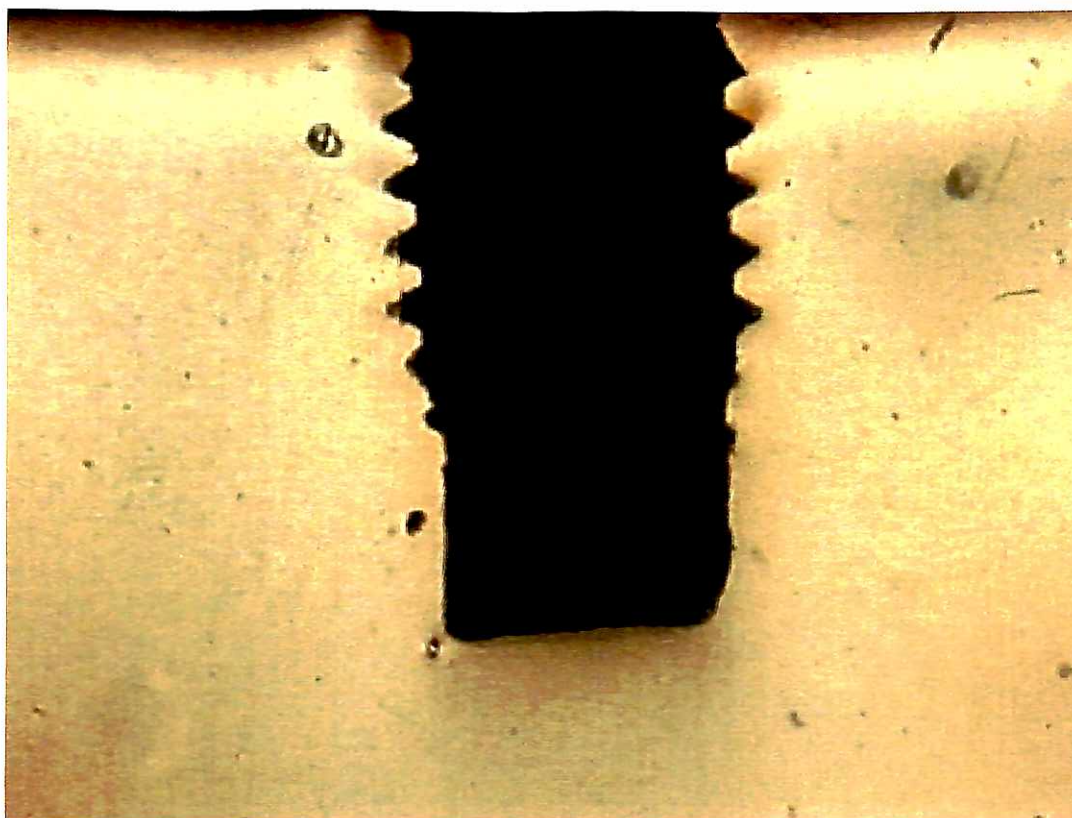


Figura 22: Torque de 10 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque.

Com a aplicação de torque de 10 N.cm, com a utilização do dispositivo de contra-torque, há discretas áreas de tensões ao redor das roscas da face cervical, lado mesial, distal e no ápice do implante.

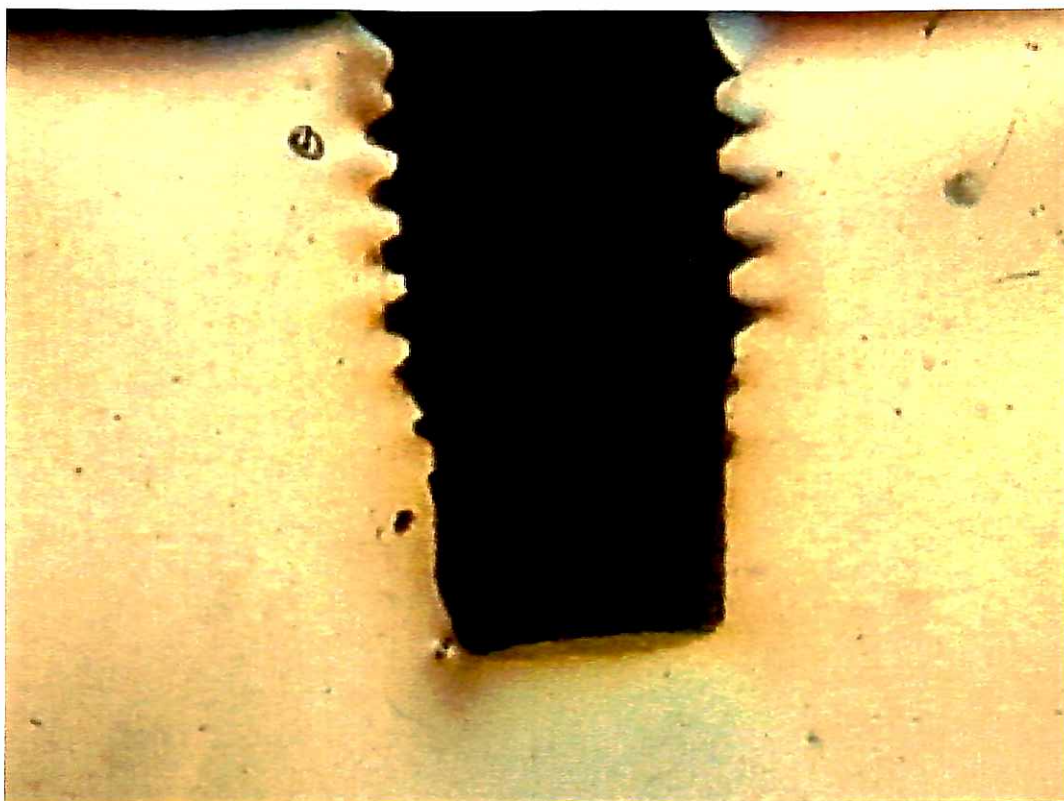


Figura 23: Torque de 20 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque

Com a aplicação de um torque de 20 N.cm, utilizando-se o contra-torque, há discretas áreas de tensões em toda face mesial e distal, sendo que no terço apical com maior intensidade.

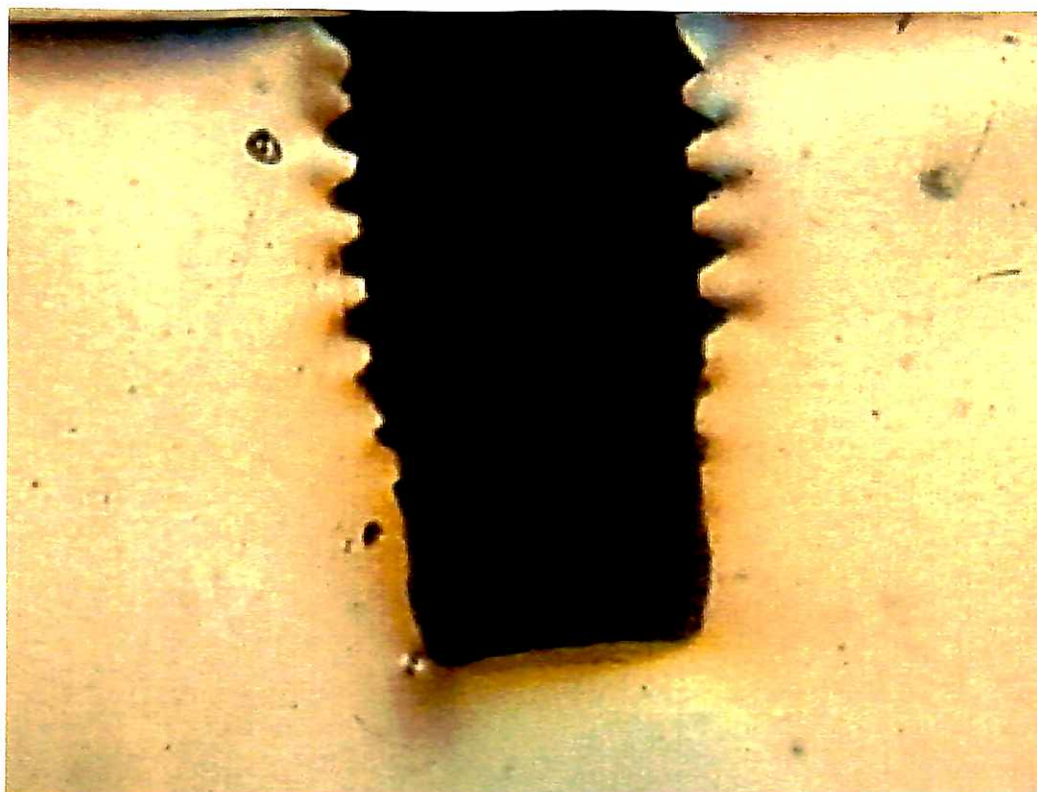


Figura 24: Torque de 32 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque

Com a aplicação do torque de 32 N.cm, utilizando-se o dispositivo de contra-torque, há formação de tensões ao redor de todas as roscas mesial e distal, onde observa-se a formação com maior intensidade na região cervical e apical.

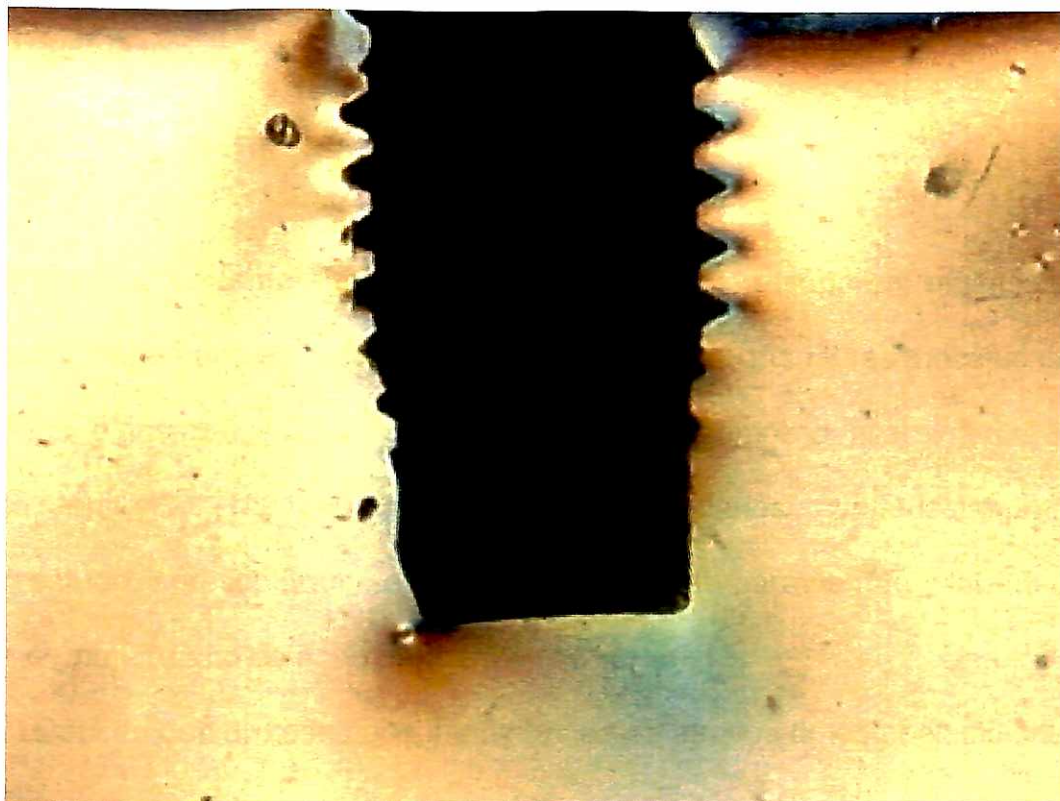


Figura 25: Torque de 45 N.cm com a utilização do dispositivo de contra-torque

Com a aplicação de torque de 45 N.cm, utilizando-se o dispositivo de contra-torque, há formação de tensões ao redor da porção distal e mesial do implante. Verifica-se também a formação de tensões na porção disto-cervical e disto-apical, caracterizando uma maior concentração de tensões.

6 DISCUSSÃO

Embora as taxas de sucesso dos implantes dentais superem muitas vezes 90% dos casos (Branemark, Hansson e Adell - 1977). Muitas das falhas mecânicas têm sido associadas à instabilidade da conexão parafusada entre o pilar intermediário e o implante. Jemt et al. (1991) relataram que 10, das 23 próteses unitárias acompanhadas em seu estudo, apresentaram-se com instabilidade do parafuso do pilar intermediário, durante o primeiro ano de acompanhamento.

A retenção das próteses aos implantes dá-se através do estabelecimento de uma relação entre o pilar intermediário e a plataforma do implante, chamada de pré-carga. A pré-carga, desta forma, consiste em uma tensão gerada entre o implante e o pilar intermediário, alcançada através do torque aplicado no parafuso do pilar intermediário, durante o seu apertamento, buscando a adaptação do conjunto pilar intermediário/implante, como mostra o trabalho de Patterson e Johns, 1992. O sucesso de uma conexão parafusada está diretamente relacionada à pré-carga, alcançada pelo torque de apertamento e à manutenção desta pré-carga ao longo do tempo. Segundo Lang, May e Wang (1999), uma 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. A força de união é usualmente proporcional ao torque de parafusamento, sendo que existe um nível ideal relacionado, principalmente, às características do parafuso. Torques baixos irão determinar a geração de uma pequena pré-carga, que poderá permitir uma separação das partes, levando à fadiga do parafuso, que resultará no afrouxamento ou quebra do mesmo. Por outro lado, a

aplicação de torques excessivos no parafuso do pilar intermediário pode levar a deformações que aumentarão a possibilidade de sua fadiga e quebra. (Martin et al, 2001), (Siamos et al, 2002).

Os dispositivos para aplicação dos torques podem ser divididos em eletrônicos, aplicados através de contra-ângulo, e manuais, correspondentes a chaves do tipo catraca (mecânico). Os torques recomendados variam de 20 N.cm a 32 N.cm, de acordo com o tipo de pilar intermediário, diâmetro do implante e características do parafuso.

Segundo Gross et al. (1999), utilizando-se apenas chaves manuais de pressão bidigital, mesmo com a aplicação da máxima força manual, não conseguiram gerar torques superiores a 20 N.cm. Os torques de apertamento, dos nove operadores que participaram do estudo, variaram entre 7.0 N.cm e 14.6 N.cm, para torques habituais, e entre 9.4 N.cm a 19.9 N.cm, para torques máximos. No trabalho em questão, utilizou-se um torquímetro eletrônico da Nobel Biocare®, previamente calibrado, para garantir que os torques nominais fossem atingidos. Schulte e Coffey (1997) confirmaram a efetividade destes torquímetros, desde que estivessem devidamente calibrados.

Hobo, Ichida e Garcia (1997) e Sullivan et al. (1996) citaram a transmissão de cargas do implante para o osso no momento da conexão do pilar intermediário. O efeito que esta transmissão de força causa na interface osso-implante, permanece desconhecido. Frieberg, Jemt e Lekholm (1991) relataram que 1,5% dos implantes que foram colocados falharam antes de receberem carga. Embora os 69.6% dos implantes que falharam tenham sido identificados no segundo estágio cirúrgico, em 24.6% do total de implantes foi detectada a mobilidade do implante no momento da colocação do pilar intermediário. Naert et al. (1992), também, citaram achados nos quais os implantes não

demonstraram sinais de mobilidade no momento da colocação dos pilares intermediários, e foram posteriormente perdidos antes do carregamento protético. Existe também a hipótese que tenham sido causados danos à interface imatura, entre osso-implante, durante a aplicação do torque no parafuso do pilar intermediário.

Um dispositivo de contra-torque (Nobel Biocare®, Gotemburgo/Suécia) foi desenvolvido para a utilização com os implantes do sistema Branemark®. Este dispositivo limita a rotação do pilar intermediário durante o apertamento do parafuso, e pode ser acoplado dentro de alguns tipos de pilares intermediários e na superfície externa de outros. Segundo estudo de Lang, May e Wang (1999), tal dispositivo limita a quantidade de torque transmitida durante o apertamento do parafuso do pilar intermediário ao implante, e, conseqüentemente, à interface com o osso circunjacente. Os autores concluíram que, em média, 91% do torque de apertamento do parafuso do pilar intermediário são transferidos à interface osso-implante na ausência da utilização do dispositivo de contra-torque. Já com a utilização do contra-torque, em todos os tipos de pilares intermediários utilizados, menos de 10% do torque aplicado foram transferidos através do implante.

A grande vantagem do método fotoelástico é a visão conjunta das tensões internas nos corpos, que podem ser medidas e fotografadas, permitindo o acompanhamento do desenvolvimento e a distribuição das tensões nas estruturas de suporte, como ocorreu nesta pesquisa.

Neste estudo, quando o torque foi aplicado sobre pilar intermediário do implante de 3.75 mm, pode ser observada uma nítida diminuição da transmissão de cargas, através dos implantes, para as estruturas de suporte quando se utilizou o dispositivo de contra-torque

Nobel Biocare®. A diferença nas tensões, gerada na resina fotoelástica, entre a amostra em que se utilizou o contra-torque e a outra, foi menor quando foi aplicado o torque de 10 N.cm. (Fig. 26 e 27). Já nas outras situações de aplicação dos torques de 20 N.cm, 32 N.cm e 45 N.cm, foi evidente o benefício gerado pela utilização do dispositivo de contra-torque na redução das tensões transmitidas às estruturas de suporte. (Figs. 28 e 29; 30 e 31; 32 e 33)

6.1 Torques no pilar sobre implante de 3.75 mm, sem e com a utilização do dispositivo de contra-torque.



Figura 26: 10 N.cm s/ contra-torque

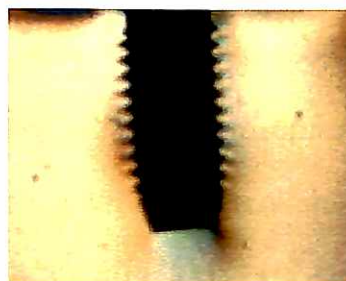


Figura 27: 10 N.cm c/ contra-torque

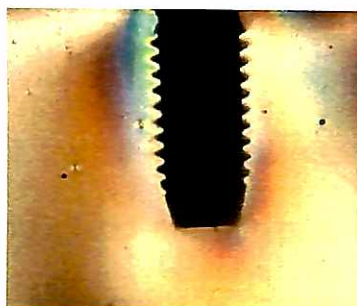


Figura 28: 20 N.cm s/ contra-torque

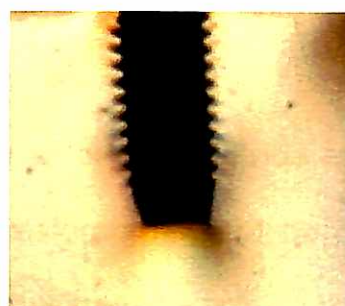


Figura 29: 20 N.cm c/ contra-torque



Figura 30: 32 N.cm s/ contra-torque

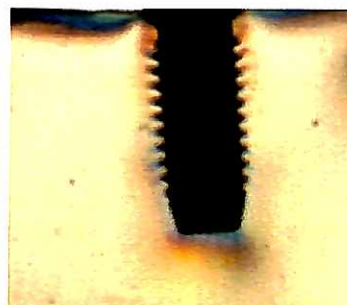


Figura 31: 32 N.cm c/ contra-torque



Figura 32: 45 N.cm s/ contra-torque

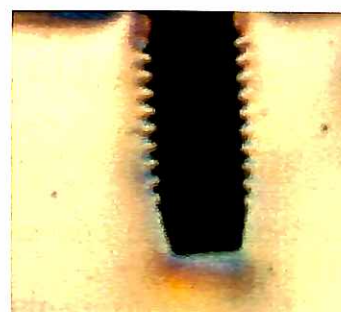


Figura 33: 45 N.cm c/ contra-torque

Da mesma forma, quando os torques de 10 N.cm, 20 N.cm, 32 N.cm e 45 N.cm foram aplicados sobre o pilar intermediário do implante com \varnothing de 5.0 mm, com a utilização do dispositivo de contra-torque, houve uma nítida redução das tensões observadas no modelo fotoelástico, em comparação aos torques aplicados sem a utilização do dispositivo que limita a rotação do pilar intermediário. durante o apertamento do parafuso (Figs. 34 e 35; 36 e 37; 38 e 39; 40 e 41). Esta diminuição das tensões denota uma menor transferência das cargas geradas durante a aplicação do torque para as estruturas de suporte que circundam o implante.

Neste trabalho, um dispositivo de contra-torque foi desenvolvido especialmente para ser acoplado em um pilar CeraOne®, de plataforma larga \varnothing de 5.0 mm. Sua efetividade foi testada e comprovada, pois, com a utilização deste dispositivo houve redução das tensões transmitidas pelo implante às estruturas de suporte, semelhante ao que ocorreu quando o dispositivo da Nobel Biocare® foi utilizado para o pilar CeraOne®, de plataforma regular \varnothing de 3.75 mm.

Embora não se conheçam precisamente os níveis de cargas que possam ser prejudiciais à osseointegração, em situações como implantes posicionados em osso de baixa qualidade ou áreas de enxertia, a redução da transmissão das tensões geradas, durante o torque de apertamento do parafuso do pilar intermediário para o tecido ósseo, é uma precaução que deve ser buscada. Evitar sobrecargas em uma interface que, muitas vezes, esta em fase de maturação e consolidação pode significar a diferença entre o sucesso e o fracasso da osseointegração de um implante.

A utilização do contra-torque levou a uma diminuição real das tensões transmitidas aos implantes nas simulações realizadas com diferentes valores de torque. Porém, o benefício deste dispositivo deve ser destacado quando da aplicação

do torque de 32 N.cm no implante \varnothing de 3.75 mm (Fig 30 e 31), e de 45 N.cm no implante \varnothing de 5.0 mm (Fig 40 e 41), pois estes valores de torque são os recomendados pelos fabricantes para a aplicação clínica. Nestas simulações, que representam a realidade clínica, podemos verificar uma redução significativa do estresse na resina fotoelástica quando o dispositivo de contra-torque foi utilizado tanto em implantes de plataforma regular como de plataforma larga, tornando-se nítida a importância da utilização dos dispositivos de contra-torque na redução da transferência de tensões através do implante.

Os dispositivos de contra-torque, utilizados neste trabalho, mostraram efetividade na redução da transmissão da carga, gerada no torque para as estruturas de suporte, sendo que tais dispositivos podem representar um valioso aliado na prática clínica dos implantodontistas.

6.2 Torques no pilar sobre implante de 5.0 mm sem e com a utilização do dispositivo de contra-torque.

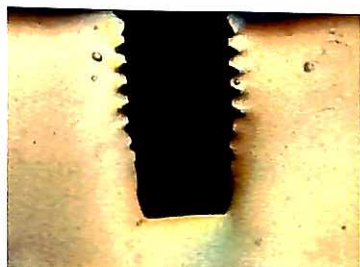


Figura 34: 10 N.cm s/ contra-torque

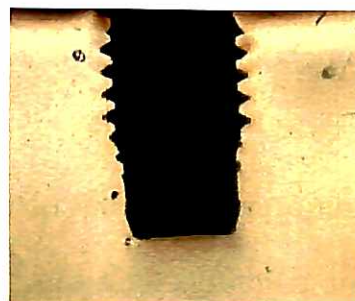


Figura 35: 10 N.cm c/ contra-torque



Figura 36: 20 N.cm s/ contra-torque

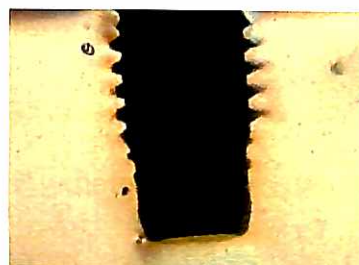


Figura 37: 20 N.cm c/ contra-torque



Figura 38: 32 N.cm s/ contra-torque

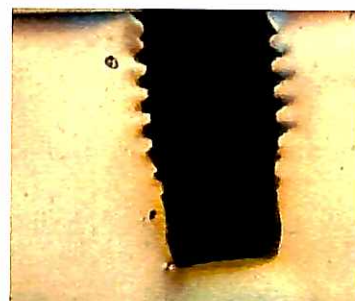


Figura 39: 32 N.cm c/ contra-torque



Figura 40: 45 N.cm s/ contra-torque

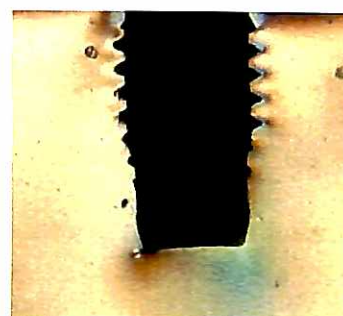


Figura 41: 45 N.cm c/ contra-torque

O presente estudo também analisou comparativamente a distribuição das cargas geradas durante a aplicação dos torques em pilares intermediários de implantes de plataforma regular \varnothing de 3.75 mm, (Fig. 42, 44, 46 e 48) e de plataforma larga \varnothing de 5.0 mm. (Fig. 43, 45, 47 e 49)

O implante \varnothing de 5.0 mm surgiu como uma modificação do implante convencional de Branemark® \varnothing de 3.75 mm, sendo idealizados para aumentarem a área de contato osso/implante e a fixação em cortical lateral e crestal das bordas do alvéolo, criado cirurgicamente. Além disso, a este tipo de implante são atribuídas uma maior área de superfície de implante, uma alternativa para quando o implante inicial não teve estabilidade, e uma opção de reposição imediata de implantes que não osseointegraram ou de implantes fraturados. Bahat e Handelsman (1996), Balshi (1996), Evian e Cutler (1995), Langer et al. (1993).

Segundo Jarvis (1997), Mathushita et al. (1990), as tensões no osso cortical são inversamente proporcionais ao aumento de diâmetro do implante, tanto com força lateral, como vertical, e que o maior diâmetro favorece à distribuição das tensões geradas, vindo a determinar vantagens biomecânicas, particularmente na redução da magnitude do estresse, levado às várias partes do implante, e no aumento da estabilidade.

Estes dados estão coerentes com os resultados obtidos por Sendyk (1998), que, em estudo utilizando modelo de elemento finito, concluiu que implantes de maior diâmetro podem melhorar a distribuição das tensões geradas, tanto internamente, como nas estruturas de suporte ao redor dos mesmos, e que, quanto maior for o \varnothing de um implante, menor será o valor das tensões geradas.

Podemos constatar em nosso trabalho que durante a simulação da aplicação de torques sobre o parafuso do pilar intermediário, sem a utilização do dispositivo de

contra-torque, em implante de plataforma regular e implante de plataforma larga, existiu uma maior transmissão de tensões através do implante, para as estruturas de suporte, no implante de plataforma regular em comparação ao de plataforma larga. Isto foi observado em todas as simulações de torque inclusive nas de 32 N.cm e 45 N.cm que são as mais utilizadas clinicamente. (Fig 30 e 40).

Ivanoff et al. (1999), após uma análise de cinco anos verificaram que a taxa de sucesso para implantes \emptyset de 5.0 mm em mandíbula era de 73%. Os autores sugerem que as possíveis causas para estes resultados menos favoráveis aos implantes \emptyset de 5 mm, deve-se a pobre qualidade óssea, mudanças no desenho dos implantes, e ainda que esses mesmos implantes eram utilizados com freqüência, quando os implantes de plataforma regular não osseointegravam ou não obtinham estabilidade inicial. Eckert et al. (2001) estudaram a taxa de sobrevivência de implantes de plataforma larga MKII em molares superiores, e encontraram uma taxa de falha destes implantes de 19% na mandíbula, e de 29% na maxila. Attard e Zarb (2003) constataram que, após cinco anos de acompanhamento, a taxa de sobrevivência dos implantes, com plataforma \emptyset de 5.0 mm, foi de 76.3%. Shin, Bryant e Zarb (2004) verificaram em seus estudos que os implantes de plataforma larga apresentaram uma taxa de sobrevivência de 80.9%, enquanto os de plataforma regular a taxa foi de 96.8%.

Os dados apresentados na literatura indicam maiores índices de insucesso para implantes de plataforma larga, logo a discussão e a compreensão das possíveis causas que levam a este fato tornam-se fundamentais para a otimização dos casos. Os resultados obtidos com este estudo indicam que os implantes de plataforma larga transmitem menos tensões às estruturas de suporte ao seu redor durante a aplicação do torque no parafuso do pilar intermediário. Apesar de autores como Jarvis (1997),

Mathushita (1990) e Sendyk (1998) concordarem que estes implantes distribuem melhor as tensões, esta característica dos implantes de plataforma larga parece não agregar ganhos aos índices de sucessos longitudinais, o que gera a suposição que fatores, tais como as características do osso hospedeiro, técnica cirúrgica, curva de aprendizagem e desenho do implante possam ter maior influência sobre os índices de sucesso destes implantes.

6.3 Distribuição das tensões do torque de 10 N.cm, 20 N.cm, 32 N.cm e 45 N.cm em implante de \varnothing 3.75 mm e de \varnothing 5.0 mm sem a utilização dos dispositivos de contra-torque.

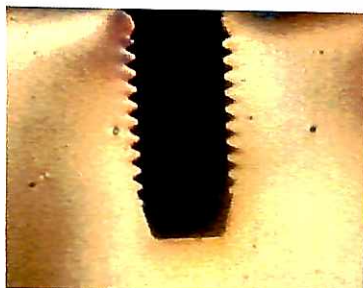


Figura 42: 10 N.cm s/ contra-torque



Figura 43: 10 N.cm s/ contra-torque

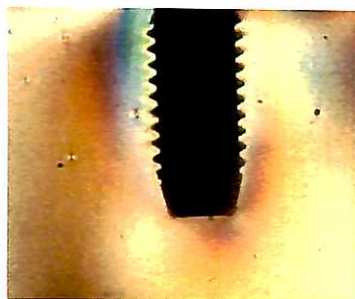


Figura 44: 20 N.cm s/ contra-torque

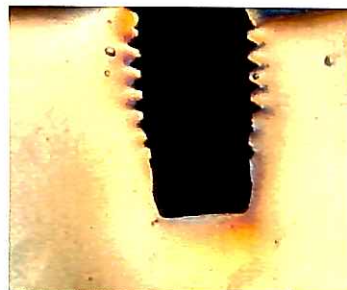


Figura 45: 20 N.cm s/ contra-torque



Figura 46: 32 N.cm s/ contra-torque



Figura 47: 32 N.cm s/ contra-torque



Figura 48: 45 N.cm s/ contra-torque

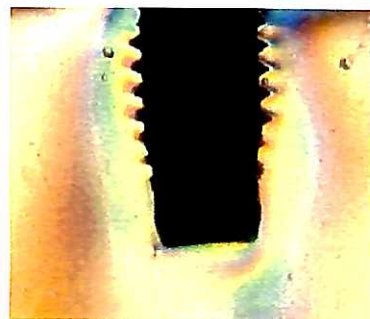


Figura 49: 45 N.cm s/ contra-torque

7 CONCLUSÕES

A partir da análise e discussão dos resultados obtidos na presente investigação, conclui-se que:

1. O torque influi na formação das tensões;
2. O uso do dispositivo de contra-torque mostrou-se eficiente tanto para implante de plataforma regular \varnothing de 3.75 mm, como para implante de largo \varnothing de 5.0 mm.
3. O implante de largo \varnothing de 5.0 mm, distribuem melhor as tensões geradas durante a aplicação dos torques sobre os parafusos dos pilares intermediários, se comparados aos implante de plataforma regular \varnothing de 3.75 mm.

REFERÊNCIAS¹

ABOYOUSSEF, H.; WEINER, S; EHRENBURG, D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 4, p. 450-455, Apr. 2000.

AL RAFEE, M. A. et al. The effect of repeated torque on the ultimate tensile strength of slotted gold prosthetic screws. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 176-82, Aug. 2002.

ANDERSSON, B. et al. A new Branemark single tooth abutment: handling and early clinical experiences. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 1, p. 105-111, Spring 1992.

ANDERSSON, B. et al. Cemented single crowns on osseointegrated implants after 5 years: results from a prospective study on CeraOne. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 3, p. 212-218, May.-June 1998.

APARICIO, C.; OROZCO, P. Use of 5-mm-diameter implants: Periotest values related to a clinical and radiographic evaluation. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 9, n. 6, p. 398-406, Dec. 1998.

ATTARD, N. J.; ZARB, G. A. Implant prosthodontic management of partially edentulous patients missing posterior teeth: the Toronto experience. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, n. 4, p. 352-359, Apr. 2003.

BAHAT, O.; HANDELSMAN, M. Use of wide implants and double implants in the posterior jaw: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 3, p. 379-386, May.-June 1996.

BALSHI, T. J. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 5, p. 660-666, Sept.-Oct., 1996.

¹ 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 (Seriados em Ciências da Saúde).

BASTEN, C. H. et al. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 522-528, July-Aug. 1996.

BECKER, W & BECKER, B. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: A retrospective study. **J Prosthet Dent**; 1995; 74: 51 – 5.

BINON, P. P.; MCHUGH, M. J. The effect of eliminating implant/abutment rotational misfit on screw joint stability. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 9, n. 6, p. 511-519, Nov.-Dec. 1996.

BLATZ, M. B. et al. Use of wide-diameter and standard-diameter implants to replace single molars: two case presentations. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 11, n. 4, p. 356-363, July-Aug. 1998.

BOUDRIAS, P. The implant-supported single-tooth restoration. Preoperative evaluation and clinical procedure. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v. 37, n. 3, p. 497-511, July 1993.

BRANEMARK, P. I. et al. Intraosseous anchorage of dental protheses I. **Experimental studies. Scand J Plast Reconstr Surg.** 1969; 3(1); 81-100.

BRANEMARK, P. I. Osseointegrated implants in the Treatment of the Edentulous Jaw. **Scandinavian Journal of Plastic and reconstructive Surgery Supplementum 16.**; p. 1-132; University of Göteborg, Sweden;; 1977.

BRODSKY, J. F.; CAPUTO, A. A.; FURSTMAN, L. L. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 67, n. 1, p. 1-10, Jan. 1975.

CAMPOS JR, A. **Distribuição fotoelástica de forças axiais de sustentação e das características morfológicas das raízes.** 1983. 149 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1983.

DELLINGES, M.; CURTIS, D. Effects of infection control procedures on the accuracy of a new mechanical torque wrench system for implant restorations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 75, p. 1, p. 93-98, Jan. 1996.

DIXON, D. L. et al. Comparison of screw loosening, rotation, and deflection among three implant designs. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 74, n. 3, p. 270-278, Sept. 1995.

DRAGO, C. J. A clinical study of the efficacy of gold-tite square abutment screws in cement-retained implant restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 18, n. 2, p. 273-278, Mar.-Apr. 2003.

DUYCK, J. et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technol. Health Care.**, Amsterdam, v. 5, n. 4, p. 253-273, Oct. 1997.

ECKERT, S. E. et al. Early experience with Wide-Platform Mk II implants. Part I: Implant survival. Part II: Evaluation of risk factors involving implant survival. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 16, n. 2, p. 208-216, Mar.-Apr. 2001.

EVIAN, C. I.; CUTLER, S. A. Direct replacement of failed CP titanium implants with larger-diameter, HA-coated Ti-6Al-4V implants: report of five cases **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 6, p. 736-743, Nov. -Dec. 1995.

FANUSCU, M. I. et al. Load transfer by an implant in a sinus-grafted maxillary model **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 18, n. 5, p. 667-674, Sept.-Oct. 2003.

FISHER, D. W. et al. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparations. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 33, n. 1, p. 47-53, Jan. 1975.

FRIBERG, B.; JEMT, T.; LEKHOLM, U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 2, p. 142-146, Summer 1991.

GLICKMAN, I. et al. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **J. Periodontol.**, Indianapolis, v. 41, n. 1, p. 30-35, Jan. 1970.

GRAVES, S. L. et al. Wide diameter implants: indications, considerations and preliminary results over a two-year period. **Aust. Prosthodont. J.** v. 8, p. 31-37, 1994.

GROSS, M. et al. Manual closing torque in five implant abutment systems: an in vitro comparative study. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 5, p. 574-578, May 1999.

HAACK, J. E. et al. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 10, n. 5, p. 529-536, Sept.-Oct. 1995.

HOBO, S. et al; **Osseointegração e Reabilitação Oclusal**; 1997; v.1; p.137-151; Editora Quintessence Books

IVANOFF, C. J. et al. Influence of implant diameters on the integration of screw implants. An experimental study in rabbits. **Int. J. Oral Maxillofac. Surg.**, Copenhagen, v. 26, n. 2, p. 141-148, Apr. 1997.

IVANOFF, C. J. et al. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 2, p. 173-180, Mar.-Apr. 1999.

JARVIS, W. C. Biomechanical advantages of wide-diameter implants. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v. 18, n. 7, p. 687-696, July 1997.

JEMT, T. et al. Osseointegrated implants for single tooth replacement: a 1-year report from a multicenter prospective study. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 6, n. 1, p. 29-36, Spring 1991.

JORNEUS, L.; JEMT, T.; CARLSSON, L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 3, p. 353-359, Fall 1992.

KEATING, K. Conectando abutments à implantes dentais. Disponível em URL: http://www.bicon.com/brazil/d_publications_keating.html (2003 jul. 24)

LAGANÁ, D. C. **Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses parciais removíveis de extremidade livre e da próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações de suporte.** Tese (Doutorado em Prótese Parcial Fixa) – Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

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.**, St. Louis, v. 81, n. 4, p. 411-417, Apr. 1999.

LANG, L. A.; WANG, R. F.; MAY, K. B. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 87, n. 1, p. 74-79, Jan. 2002.

LANG, L. A. et al. Finite element analysis to determine implant preload. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 90, n. 6, p. 539-546, Dec. 2003.

LANGER, B. et al. The Wide Fixture: A solution for special bone situations and a rescue for the compromised implant. Part 1;. v. 8; N. 4; 1993

LEE, J. et al. Wave analysis of implant screw loosening using an air cylindrical cyclic loading device. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 88, n. 4, p. 402-408, Oct. 2002.

MAHON, J. M.; NORLING, B. K.; PHOENIX, R. D. Effect of varying fixture width on stress and strain distribution associated with an implant stack system. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 9, n. 4, p. 310-320, 2000.

MARTIN, W. C. et al. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 86, n. 1, p. 24-32, July 2001.

MATSUSHITA, Y. et al. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 16, n. 1, p. 6-11, 1990.

MAURI FILHO, A. C. **Comportamento biomecânico dos apoios superficiais e profundos nas parciais removíveis de extremidades livres.** 1999, 173 f. Tese (Doutorado em Prótese Dentária) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

MITRANI, R. et al. Accuracy of electronic implant torque controllers following time in clinical service. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 16, n. 3, p. 394-399, May.-June 2001.

NAERT, I. et al. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 67, n. 2, p. 236-245, Feb. 1992.

NOONAN, M. A. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. **J. Dent. Child.**, Chicago, v. 1, n. 1, p. 24-28, 1949.

PATTERSON, E. A.; JOHNS, R. B. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 7, n. 1, p. 26-33, Spring 1992.

SAKAGUCHI, R. L.; BORGERSEN, S. E. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 8, n. 6, p. 655-661, 1993.

SHELLER, H. et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 13, n. 2, p. 212-8, Mar.-Apr. 1998.

SCHULTE, J. K.; COFFEY, J. Comparison of screw retention of nine abutment systems: a pilot study. **Implant Dent.**, Baltimore, v. 6, n. 1, p. 28-31, Spring 1997.

SENDYK, C. L. **Distribuição das tensões nos implantes osseointegrados – análise não linear em função do diâmetro e do material da coroa protética.** 1998. 129 f. Tese (Doutorado em Dentística) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo.

SHIN, S. W.; BRYANT, S. R.; ZARB, G. A. A retrospective study on the treatment outcome of wide-bodied implants. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 1, p. 52-58, Jan.-Feb. 2004.

SIAMOS, G.; WINKLER, S.; BOBERICK, K. G. Relationship between implant preload and screw loosening on implant-supported prostheses. **J. Oral Implantol.**, Abington, v. 28, n. 2, p. 67-73, 2002.

SKALAK, R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 49, n. 6, p. 843-848, 1983.

SPITZER, D.; KASTENBAUM, F.; WAGENBERG, B. Achieving ideal esthetics in osseointegrated prostheses. Part II. The single unit. **Int. J. Periodontics Restorative Dent.**, Chicago, v. 12, n. 6, p. 500-507, 1992.

STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A. Accuracy of an electric torque-limiting device for implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 14, n. 2, p. 278-281, Mar.-Apr. 1999.

STANDLEE, J. P. et al. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implants. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 220-224, Mar.-Apr. 2002.

SULLIVAN, D. Y. et al. The reverse-torque test: a clinical report. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 11, n. 2, p. 179-185, Mar.-Apr. 1996.

TAN, K. B.; NICHOLLS, J. I. The effect of 3 torque delivery systems on gold screw preload at the gold cylinder-abutment screw joint. **Int. J. Oral Maxillofac. Implants**, Lombard, v. 17, n. 2, p. 175-183, Mar.-Apr. 2002.

UEDA, C. **Avaliação *in vitro* do torque e contra-torque , na inserção e na remoção de parafusos de pilares intermediários em implantes de hexágono externo e interno.** 2003. 88 f. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

WEINBERG, L. A.; KRUGER, B. Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol.**, St. Louis, v. 78, n. 1, p. 22-27, July 1994.

WEISS, E. I.; KOZAK, D.; GROSS, M. D. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 84, n. 2, p. 194-199, Aug. 2000.

WIE, H. Registration of localization, occlusion and occluding materials for failing screw joints in the Branemark implant system. **Clin. Oral Implants Res.**, Copenhagen, v. 6, n. 1, p. 47-53, Mar. 1995.