

POLIANA LIMA BASTOS
CIRURGIÃ-DENTISTA

**Influência do Comprimento, da
Ferulização e do Tipo de Conexão de
Implantes na Distribuição de Tensões em
Próteses Parciais Posteriores: Análise
Fotoelástica**

Tese apresentada à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba, da
Universidade Estadual de Campinas, para
obtenção do título de Doutor em Clínica
Odontológica - Área de Prótese Dental

Orientador: Prof. Dr. Mauro A. A. Nóbilo.

**Piracicaba
2008**

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**
Bibliotecário: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

B297i Bastos, Poliana Lima.
Influência do comprimento, da ferulização e do tipo de conexão de implantes na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores: análise fotoelástica. / Poliana Lima Bastos. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2008.

Orientador: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Biomecânica. 2. Reabilitação bucal. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: Length of implant, type of connection and splinttation, influence in the tensions distribution in posterior partial prosthesis: photoelastic analysis

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Biomechanics. 2. Mouth rehabilitation

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, Claudio Luiz Sendyk, Eunice Teresinha Giampaolo, Mácio de Moraes, Marcelo Ferraz Mesquita

Data da Defesa: 22-02-2008

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 22 de Fevereiro de 2008, considerou a candidata POLIANA LIMA BASTOS aprovada.

PROF. DR. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

PROF. DR. CLAUDIO LUIZ SENDYK

PROFa. DRa. EUNICE TERESINHA GIAMPAOLO

PROF. DR. MARCIO DE MORAES

PROF. DR. MARCELO FERRAZ MESQUITA

200813934

DEDICATÓRIA

A DEUS e a todos os anjos que sempre estiveram incansavelmente ao meu lado e me permitiram chegar até aqui.

À minha mãe Liana

E às minhas irmãs Natasha e Michelle

Mais uma vez ao meu lado, em todos os momentos...

Esse é só mais um MUITO OBRIGADA!

“Nós somos mesmo muito loucas....umas pelas outras”

Amo demais vocês!

Ao meu pai Arquimedes,

Graças a você eu estou conquistando mais um desejo profissional e pessoal. Muito obrigado pelos ensinamentos transmitidos e pelos exemplos que ainda me servem de guia. Te amo mais do que você imagina!

Ao meu avô Vicente

*Que me mostra todos os dias o quanto temos
que agradecer pela vida, e lutar por ela. Seu
exemplo de força de vontade, de fé e acima
de tudo de amor, me faz acreditar no
impossível. E como não podia ser diferente:
“Que Deus lhe faça feliz!”.*

Ao meu grande amor, Guilherme,

*Por me apoiar desde o início para concretização
deste sonho;*

*Por me incentivar todos os dias para novas
conquistas;*

Por me ajudar a sonhar, ousar e conquistar;

Por ser mais que esposo;

*Por tudo isso, meu amor, MUITO OBRIGADA, espero
que eu possa devolver a você toda essa dedicação,
paciência e amizade...*

Eu te amo muito!

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Meu eterno professor e orientador. Agradeço a confiança prestada àquela menina nordestina que chegou falando “PRONTO”.... Pois é Maurão, agora eu saio daqui também dizendo “PRONTO”, só que agora saio uma pessoa muito mais madura e preparada para vida. Devo a você grande parte das principais oportunidades e alegrias que tive no tempo que passei em Piracicaba. Saiba que eu tenho muita admiração por você e espero poder sempre te deixar orgulhosa. Vou ficar com saudades.....das risadas, dos congressos, do curso.... Obrigada amigo!

Ao Prof. Dr. Cláudio Sendyk,

Pela seriedade em conduzir seus trabalhos; pela dedicação, doação, paciência e responsabilidade demonstrada que servem de exemplo para todos nós. Por privar parte de seu limitado tempo para participação ativa neste trabalho. De todas as pessoas que conheço, você certamente é uma das que tem mais qualidades, por isso que te considero um ídolo.

Obrigada por tudo.

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Apoio à Pesquisa do Estado do Ceará – **FUNCAP**, pelo apoio científico e financeiro que viabilizou a execução deste trabalho.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas- UNICAMP, nas pessoas do Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto, e do Diretor associado Prof. Dr. Marcelo de Castro Maneghin.

Ao coordenador da Pós- Graduação Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti e à Prof^a. Dr^a Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia , coordenadora do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba- UNICAMP.

À empresa **Neodent**, no nome da Prof^a Dr^a Ivete Sartori, pela doação de todos os componentes necessários para confecção deste trabalho. E ao técnico e amigo **Hugo Rama** do laboratório **Bucky**, pela fundição das estruturas metálicas.

Aos professores e amigos **Dr. Márcio de Moraes, Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Dr. Krunislave Nóbilo, Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani e Dr. Simonides Consani** pela ajuda e disponibilidade, em todas as etapas do meu desenvolvimento profissional, bem como, a atenção nos momentos mais difíceis. Vocês foram muito importantes nesta conquista, a vocês o meu muito obrigado mais uma vez.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, em especial à Shirley, à D. Jose, à Verinha, ao Paulinho que estiveram sempre disponíveis. Vocês me ajudaram muito, Obrigada!

Aos meus colegas de mestrado e doutorado, pela convivência e troca de experiências. Em especial aos alunos da cirurgia e aos meus amigos Wagner Negreiros, Mônica, Juliana, Wagner Serra e Silva, Fabrício, Bia e Alynne.

À amiga Flávia, do departamento de Prótese Dental da Universidade de São Paulo, pela ajuda essencial para o desenvolvimento deste trabalho. Sem o seu conhecimento e paciência jamais teria dado certo. Obrigada mesmo Flavinha.

Aos grandes amigos: Ana, Ângelo, Cris, Roberto e Tati, que estiveram ao meu lado em muitos momentos agradáveis e inesquecíveis. Adoro vocês!

Aos amigos Tacilda, Lanny, Aldemir e Vladimir, que conseguem transformar a rotina do trabalho em alegria e prazer. É muito bom conviver com vocês, muito obrigada!

Aos meus mais antigos alunos e mais novos amigos e companheiros de trabalho: Chris, Joelma, Marcelo e Denise, sem vocês nada seria possível!

Aos meus mais novos amigos e sócios, Serginho e Fausto. Tenho certeza que nossa escola existe hoje devido ao nosso empenho e perseverança, ainda vamos mais longe, podem acreditar.

Jamais poderia deixar de agradecer à minha segunda família: Carlos, Vanilza e Lívia, que sempre me apoiaram em todos os momentos. Vocês são muito especiais na minha vida. Obrigada mesmo por tudo!

E por fim, agradecer aos queridos cunhados Daniel e Rafael, companheiros de todas as horas... E a toda minha família que sempre torce por mim... Amo vocês demais!

***“Talvez seja este o aprendizado mais difícil:
manter o movimento permanente, a renovação
constante, a vida vivida como caminho e mudança”***

Maria Helena Kuhner

RESUMO

A partir de moldes de silicone foram confeccionados oito modelos em resina fotoelástica (Araldite, Huntsman, São Paulo, Brasil), distribuídos um para cada grupo composto da seguinte forma: **(G1)** três coroas ferulizadas sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 7mm (Titamax Ti, Neodent, Curitiba, Brasil); **(G2)** três coroas unitárias sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 7mm (Titamax Ti, Neodent); **(G3)** três coroas ferulizadas sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 13mm (Titamax Ti, Neodent); **(G4)** três coroas unitárias sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 13mm (Titamax Ti, Neodent); **(G5)** três coroas ferulizadas sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 7mm (Titamax CM, Neodent); **(G6)** três coroas unitárias sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 7mm (Titamax CM, Neodent); **(G7)** três coroas ferulizadas sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 13mm (Titamax CM, Neodent) e **(G8)** três coroas unitárias sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 13mm (Titamax CM, Neodent). Todas as estruturas metálicas foram inicialmente analisadas em microscopia óptica quanto à adaptação marginal, e apresentaram resultados inferiores à 40µm. Em seguida, foram avaliadas por meio de análise fotoelástica, e observou-se que todas as estruturas apresentavam padrões semelhantes de passividade. Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região oclusal do primeiro pré-molar), B (região oclusal do segundo pré-molar) e C (região oclusal do primeiro molar), correspondendo à saída dos parafusos. Através da técnica de fotoelasticidade avaliou-se a influência do comprimento, da ferulização e do tipo da conexão de implantes na distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula. Os resultados encontrados pela análise da quantidade e localização de franjas fotoelásticas mostraram que o comprimento do implante parece não influenciar na distribuição de tensões, enquanto a ferulização e a conexão Cone Morse influenciaram de forma positiva na distribuição de tensões em reabilitações posteriores de mandíbula.

Palavras-chave: comprimento do implante, tipo de conexão , ferulização

ABSTRACT

Eight models were made from silicone molds in photoelastic resin (Araldite, Huntsman, Sao Paulo, Brazil), distributed one to each group composed as: **(G1)** three splinted crowns over external hexagon implants of 5,0 Ø x 7mm (Titamax Ti, Neodent, Curitiba, Brazil); **(G2)** three-unit crowns over external hexagon implant of 5.0 Ø x 7mm (Titamax Ti, Neodent); **(G3)** three splinted crowns over external hexagon implants of 5.0 Ø x 13mm (Titamax Ti, Neodent); **(G4)** three-unit crowns over external implants of 5.0 Ø x 13mm (Titamax Ti, Neodent); **(G5)** three splinted crowns over Cone Morse implants of 5.0 Ø x 7mm (Titamax CM, Neodent); **(G6)** three-unit crowns over Cone Morse implants of 5.0 Ø x 7mm (Titamax CM, Neodent); **(G7)** three splinted crowns over Cone Morse implants of 5.0 Ø x 13mm (Titamax CM, Neodent) and **(G8)** three-unit crowns over Cone Morse implants of 5.0 Ø x 13mm (Titamax CM, Neodent). The edge adaptation, in all of the metallic structures, was initially analysed in optical microscopy and showed results under 40µm. After, they were analysed through photoelastic analysis and it was possible to observe that all of the structures showed similar patterns of passivity. An occlusal loading of 100N was applied in three points individually: A (occlusal region of the first pre molar), B (occlusal region of the second pre molar) and C (occlusal region of the first molar), corresponding to the exit of the screws. Through the photoelastic technique it was possible to evaluate the influence of the length, of the splinting and of the kind of connection of implants in the tensions distribution in posterior rehabilitations of mandible. The results found through the analysis of quantity and location of photoelastic fringes showed that the length of the implant seems not to influence in the tensions distribution, while splinting and the Cone Morse connection influenced in a positive way the tensions distribution in posterior rehabilitation of mandible.

Key words: length of implant, type of connection, splinting.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	5
3. PROPOSIÇÃO	55
4. MATERIAL E MÉTODOS	57
4.2.1. Obtenção dos Modelos.....	57
4.2.3. Confecção dos Modelos em Resina Fotoelástica.....	59
4.2.4. Preparo da Resina Fotoelástica.....	59
4.2.5. Confecção das Estruturas Metálicas.....	61
4.2.6. Análise da Interface Componente Protético/Implante.....	63
4.2.7. Método Fotoelástico.....	64
4.2.8 . Fotoelasticímetro.....	64
4.2.9. Metodologia de Aplicação de Cargas.....	66
4.3. Forma de Análise dos Resultados.....	67
5. RESULTADOS	69
5.1- Análise Microscópica.....	69
5.2- Análise Fotoelástica.....	70
6. DISCUSSÃO	81
7. CONCLUSÃO	91
REFERÊNCIAS	93
ANEXO	101

1. INTRODUÇÃO

A implantodontia é uma das áreas da Odontologia que tem se desenvolvido de forma intensa nos últimos anos. Novas alternativas de desenho dos implantes, de suas micro e macro estruturas, tratamentos de superfície, comprimentos e diâmetros inovadores, geometria de roscas ou platôs, etc., surgem freqüentemente. A maioria das inovações não deve ser utilizada sem questionamento. Novidades exigem estudos e pesquisas para que, através destas, somadas aos resultados clínicos acumulados, uma inovação possa ser incorporada à prática clínica e utilizada com segurança.

Quanto mais se avança no conhecimento e prática, novos desafios vão se apresentando. Na década de oitenta e noventa, alguns pesquisadores questionaram se os resultados dos tratamentos de pacientes em situações de perdas dentárias parciais poderiam ser obtidos da mesma forma que aqueles edentados totais reabilitados por meio de implantes osseointegrados (**Jemt *et al.*, 1989; Jemt *et al.*, 1992**).

Diversos trabalhos clínicos e longitudinais foram realizados, e o que pode se observar foi um índice de sucesso considerado alto quando comparado com os encontrados em pacientes desdentados totais, levando à conclusão de que o sistema de implantes Brånemark é um método seguro e previsível para reabilitar pacientes com perdas dentárias parciais (**Van Steenberghe, 1989; Nevins e Langer, 1993; Jacobs *et al.*, 1993; Tolman e Bolender, 1993; Lekholm *et al.*, 1994; Wyatt e Zarb, 1998; Lekholm *et al.*, 1999**). Essa modalidade protética acaba sendo uma alternativa de tratamento, especialmente nos casos de extremo livre distal reabilitado com próteses removíveis (**Zarb e Schmitt, 1993; Yi *et al.*, 2001; Deporter *et al.*, 2001; Johansson e Ekfeldt, 2003**).

Essas novas possibilidades trouxeram alguns problemas a serem resolvidos como: a estética em dentes anteriores com formação de papila gengival, e a disponibilidade óssea necessária à acomodação de um implante, principalmente em áreas posteriores de maxila, devido à presença do seio maxilar, e mandíbula, pela localização do canal do nervo alveolar inferior; regiões onde freqüentemente ocorre atrofia severa do volume ósseo após a perda do elemento dental (**Jaffin e Berman, 1991; Block e Kent, 1995; Teixeira et al., 1997; Ulm et al., 1998; Googacre et al., 1999**).

A partir dessas necessidades, soluções foram propostas (**Illizarov, 1989; Buser et al., 1990; Rosenquist, 1992; Buser et al., 1993**). Dentre as mais aceitas está o enxerto ósseo autógeno, que procura resolver a deficiência óssea através da remoção de tecido ósseo de uma área doadora do paciente para instalação em uma área receptora de sua cavidade oral. Este tipo de tratamento, não obstante seu índice de sucesso, é de grande morbidez para o paciente, requer um extenso período de tratamento e implica em elevados custos (**das Neves, 2006**). Sendo assim, nem sempre o paciente está disposto a submeter-se a tal procedimento.

Buscando solução para esses casos, muitas pesquisas têm sido realizadas com implantes de menor comprimento que o convencional, na tentativa de se evitar o procedimento de enxertia óssea (**Triplett et al., 1991; Worthington e Rubenstein, 1998; Stellingsma et al., 2000; Geng et al., 2001; Testori et al., 2001; Griffin e Cheung, 2004**). Os resultados de alguns trabalhos encontrados na literatura são conflitantes, e algumas pesquisas mostram altos índices de falhas (**Faehn et al., 1995; Lazzara et al., 1996; Googacre et al., 1999; Snauwaert et al., 2000; Naert et al., 2002; Yokohama et al., 2004; Misch, 2005**).

Uma das grandes questões tem sido a forma como ocorre a distribuição de cargas na utilização de implantes curtos, o que lança dúvidas quanto à sua

longevidade após seu carregamento, fato confirmado por vários estudos, os quais mostram um índice de falha maior, quando comparado aos implantes de tamanho convencional, e mostram que o comprimento dos implantes é causa importante da falha do tratamento (**van Steenberghe, 1990; Lum, 1991; Friberg, 1991; Jemt e Lekholm, 1993; Babbush e Shimura, 1993; Petrie e Williams, 2005; Chung et al., 2007**).

Diversas são as formas de tratamento para reabilitações múltiplas sobre implantes (**Guichet et al., 2002**). Contudo, a adaptação passiva destas reabilitações múltiplas é dificilmente alcançada, por isso, alguns autores sugerem a individualização da restauração (**Solnit e Schneider, 1998**). O uso de uma restauração unitária suportada por implante pode facilitar e simplificar os procedimentos laboratoriais. Ao contrário das estruturas metálicas esplintadas pelos métodos convencionais, onde se observa resultado inferior em relação à passividade (**White, 1993**). Além dos benefícios relacionados com os procedimentos laboratoriais, as restaurações individualizadas facilitam a higienização por parte do paciente bem como a redução da transmissão de tensões sobre a restauração e estruturas ósseas durante a flexão mandibular (**Hobkirk e Schwab, 1991; Fischman, 1990; English, 1993; Koriath, 1994**).

Alguns autores acreditam que a esplintagem de restaurações unitárias é indicada principalmente devido à melhor distribuição das cargas oclusais (**Skalak, 1983; White, 1993; Solnit e Schneider, 1998**). Baseado em estudos com elemento finito, fotoelasticidade e principalmente, os estudos clínicos longitudinais, têm sido recomendado a esplintagem das restaurações múltiplas por meio de conexão rígida (**Landry et al., 1987; Davidoff, 1996; Stegaroiu et al., 1998**).

Outro fator relevante para o sucesso do tratamento é o tipo de conexão do implante. O que se observa é que restaurações unitárias suportadas por implantes de hexágono externo têm apresentado sucesso relativo, e o afrouxamento de

parafuso protético tem sido relatado como uma freqüente complicação (**Laney et al., 1994; Henry et al., 1996; Scheller et al., 1998**).

Segundo **Sutter et al. (1988)** a utilização de conexões internas transfere menos tensão aos implantes quando submetidos a cargas oclusais, e estudos relatam o sucesso da utilização destes sistemas em próteses unitárias (**Gómez-Roman et al., 1997; Moberg et al., 1999; Levine et al., 1999**).

As diversas opções em implantodontia disponíveis no mercado nem sempre são baseadas em fatos comprovados cientificamente, o que levam o clínico à insegurança sobre qual sistema utilizar. Por isso, com o intuito de obter mais dados para a compreensão dos diferentes desenhos propostos para a reabilitação sobre implantes, este trabalho propõe avaliar, por meio de análise fotoelástica, a influência do comprimento, da ferulização e do tipo de conexão dos implantes na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores em mandíbula quando submetidos a cargas verticais.

2.REVISÃO DA LITERATURA

2.1. CONCEITOS BÁSICOS:

Bidez e Mish (1992) publicaram em revisão da literatura alguns conceitos físicos básicos. Eles acreditavam que acúmulos de forças seriam importantes porque levariam a complicações mecânicas e perdas ósseas. Foi revisado que massa, uma propriedade dos materiais, seria a quantidade de matéria de um corpo qualquer e no sistema métrico ele seria medido por quilograma (Kg). De acordo com a segunda Lei de Newton, a aceleração de um corpo é inversamente proporcional a sua massa e diretamente proporcional a força que é causada pela aceleração. A unidade de força é expressa em Newtons (N), quando a massa está em Kg e a aceleração em metros por segundos. Na literatura odontológica a força é comumente expressa em 'quilograma força' (Kgf), para conversão de Kgf para N é necessária a multiplicação por 9,8. Os componentes de forças podem ser normais (compressão e tração) e de cisalhamento. Quando uma força é aplicada em um ponto distante ao corpo, esta aumenta de valor proporcionalmente a distância aplicada. E segundo os autores tanto esse tipo de força, quanto forças anguladas, proporcionam maiores complicações ao sistema prótese/implante/tecido vivo. Uma manifestação das forças sobre os materiais seria a pressão. Pressão seria a representação da força distribuída sobre a área em sobre a qual ela atua. Outra característica importante dos materiais é a deformação de cada corpo, que é determinada, dentre outras, pelo seu módulo de elasticidade, a deformação pode ser permanente ou plástica. Tensão seria a capacidade de certo material em manter a deformação plástica retornando a sua forma original, sem se deformar permanentemente. Então quanto maior a pressão sobre o corpo, maior a tensão e menor é a capacidade dele em se manter deformado sem se romper. Segundo os autores a pressão (que tem influência

sobre a tensão) pode ser alterada pelo desenho do sistema de implante, por mudar a maneira em que a força é transmitida para a superfície.

2.2. PERDA ÓSSEA AO REDOR DOS IMPLANTES DENTÁRIOS:

Brånemark et al. (1977) publicaram pela primeira vez o uso de implantes osseointegrados em seres humanos. Este foi o primeiro grupo de pacientes reabilitados com a “prótese protocolo”. Neste momento já foi observada a presença de perda óssea ao redor das fixações, assim como a ação deletéria da sobrecarga sobre as fixações.

Adell et al. (1981) publicaram um estudo longitudinal de quinze anos com uso de implantes osseointegrados, foram fixados 2768 em 371 pacientes. Os autores comentam a existência de perda óssea de em média 1,2mm no primeiro ano após a conexão protética e 0,1mm anual. Eles associam este fato a: trauma cirúrgico, distribuição de tensão ao redor das fixações decorrente de cargas sobre a prótese, reabsorção fisiológica dos arcos edêntulos e gengivite.

Em um estudo longitudinal prospectivo, **Adell et al. (1986)** observaram a reação tecidual ao redor de implantes osseointegrados durante três anos. Dessesseis pacientes totalmente edêntulos foram reabilitados com noventa e cinco fixações em ambas arcadas e foram acompanhados com radiografias padronizadas em seis, doze, vinte e um e trinta e nove meses após a instalação das próteses. Na última avaliação foram feitas análises microbiológicas e biopsias. Foram perdidos, em média, 0,9 mm no primeiro ano e 0,05 anualmente nos dois anos subseqüentes. Depois de seis meses nenhuma grande mudança no osso marginal foi observada e o tecido duro periimplante se tornou mais radiopaco, indicando um remodelamento devido à carga com sucesso. Não foi observada correlação entre perda óssea e inflamação. Na última avaliação foi observada a

presença de maior quantidade de osso radiopaco nos implante colocado em posição mais distal, isso provavelmente por causa dos cantilevers das próteses.

Piliar et al. (1991) avaliaram remodelamento ósseo ao redor de três diferentes implantes dentários em animais. Um implante possuía toda a superfície tratada, outro apenas os 2/3 apicais, ambos cônicos e sem roscas e o terceiro implante possuía roscas e simulava o padrão cilíndrico Brånemark. Foram instalados quatro implantes na mandíbula de cachorros, dois do mesmo tipo em cada lado. Esperado o tempo de cicatrização foram colocadas próteses fixas sobre as fixações. Desenvolveu-se uma metodologia para padronização das radiografias realizadas periodicamente até o fim da pesquisa, quando os animais foram sacrificados para serem realizadas avaliações histológicas. Os implantes totalmente recobertos pelo tratamento de superfície não apresentaram perda óssea significativa, nem infecção. Os implantes de superfície parcialmente tratada apresentaram perda óssea significativa no decorrer de trinta e duas semanas de observação. Os implantes com roscas apresentaram perda óssea até, em média a primeira rosca. Os autores comentam que a primeira opção de uso de implantes por eles seria os implantes com superfície parcialmente tratada, pois esses manteriam maior volume ósseo e possibilitariam menores chances de problemas com infecção como os totalmente tratados, tais conclusões teriam sido feitas devido a trabalhos anteriores. Superfícies maquinadas dos implantes não permitiriam grande adesão de volume ósseo, e por conseqüência, seriam mais susceptíveis ao efeito da tensão sobre o tecido ósseo. Após certo período em função com perda óssea os implantes parafusados apresentariam ao seu redor uma fina camada óssea protetora. Esse suporte adicional ajudaria a levar ao fim o fenômeno da perda óssea, isso foi observado nos cortes histológicos de 74 semanas. Tanto os implantes rosqueados quanto os com a superfície parcialmente tratada apresentaram perdas ósseas clinicamente aceitáveis e esses desenhos não seriam susceptíveis a infecção como o com a superfície totalmente tratada.

Quirynen et al. (1992) avaliaram durante três anos a influência de diferentes desenhos de implantes e sobrecarga sobre a perda óssea e sucesso no tratamento com sistema Brånemark. Treze implantes cônicos apresentaram mudança na margem óssea de, em média, 0,9mm no momento da instalação do intermediário para 3,3mm depois do primeiro ano e 3,8mm depois de dois anos de carga. Nove pacientes com próteses fixas totais e parciais apresentaram média de perda óssea de 0,7mm no primeiro ano e 0,8 no segundo para implantes standart, enquanto que para implantes auto-rosqueáveis foi de 0,7mm no primeiro ano e 0,8 no último. As perdas ósseas não foram relacionadas à má higiene oral. Os implantes cônicos apresentavam um pescoço sem roscas grande em relação as outras fixações e os autores creditaram a esta característica a excessiva perda óssea.

Malevez et al. (1996) realizaram estudo longitudinal retrospectivo do uso de implantes dentários de diferentes desenhos como restaurações unitárias. Setenta e cinco pacientes foram tratados com 84 implantes unitários e observados durante cinco anos. A maioria das fixações estava em maxila e somavam 66 auto rosqueáveis, dez standart e oito cônicas. Foi encontrada perda óssea em média de 0,8mm no primeiro ano e 0,1mm nos anos subseqüentes. Implantes instalados em maxila apresentaram a maior perda óssea, e a menor foi encontrada para os pré-molares e molares inferiores. O implante cônico apresentou, em média, maior perda óssea, porém todos esses se encontravam na região de incisivos na maxila. As perdas ósseas foram consideradas dentro dos padrões de publicações anteriores.

Jung et al. (1996) observaram a perda óssea marginal de implantes orais de diferentes sistemas em pacientes durante um ano. Sessenta e dois implantes em 62 pacientes foram avaliados, dentre estes, 17 série mini, 11 série standart, 18 série Hex-Lock do sistema de implantes Steri-Oss (Steri-Oss, Yorba, Linda, Califórnia) e 16 do sistema 3i (Implant Innovations, West Palm Beach, Flórida).

Perda óssea rápida foi notada nos primeiros três meses e a maioria dos implantes apresentou perda óssea além do pescoço polido aos doze meses em todos os sistemas. O nível ósseo estabilizou próximo a primeira rosca do implante. A quantidade da perda foi correlacionada ao comprimento do pescoço polido de cada implante.

Goodacre et al. (2003) realizaram revisão da literatura apresentado as principais complicações encontradas em tratamentos com implante osseointegrados. Foi realizada uma busca no sistema de dados da internet chamado Medline, alcançando a quantidade de 218 artigos publicados sobre o assunto. Nesta publicação os autores contabilizam quinze artigos apresentando dados sobre perda óssea marginal aos implantes osseointegrados. Foi calculada uma média de perda de tecido duro de 0,9mm durante o primeiro ano e 0,1mm em cada ano subsequente.

2.3 ACOMPANHAMENTOS CLÍNICOS DE PRÓTESE PARCIAL FIXA IMPLANTO-SUPORTADA

Jemt et al. (1989) questionaram se os resultados dos tratamentos de pacientes edentados totais com implantes osseointegrados poderiam ser obtidos em situações de perdas dentárias parciais. Sobre estes casos, os autores divulgaram o primeiro estudo de acompanhamento clínico de longo prazo, no qual 876 implantes foram inseridos, conforme o padrão Brånemark, em 268 arcos parcialmente dentados de 244 pacientes durante 20 anos. Para avaliação desses vinte anos, três grupos de pacientes foram separados, de acordo com o tempo de acompanhamento. Consideraram o grupo observado por um período de um a cinco anos (média de 2,5 anos) o mais representativo, com um índice de sobrevivência de 94% para a maxila e de 99% para a mandíbula. O grupo de maior tempo de acompanhamento (6 a 20 anos) constituía-se de poucos pacientes e o terceiro grupo foi observado por um período muito curto (0 a 1 ano). De um

total de 293 próteses fixas instaladas (considerando os três grupos), apenas quatro foram perdidas – uma prótese de três elementos e três coroas unitárias, todas em maxilas. O índice de estabilidade de 98,5% revelou-se ainda melhor que aqueles até então obtidos com pacientes em situação de edentulismo total.

Van Steenberghe (1989) relatou resultados de um estudo retrospectivo multicentro do índice de sobrevivência de implantes osseointegrados como suporte de próteses parciais fixas. Por um lado não foram incluídos casos de reabilitação unitária; por outro, 58% das próteses foram conectadas a dentes naturais. Seis centros de três continentes participaram do estudo, com a instalação de 40 implantes em maxilas e 93 em mandíbulas, cujo índice de sucesso foi de 87% e 92%, respectivamente. Apenas duas das 53 próteses confeccionadas falharam, devido a não osseointegração de um implante em cada uma. O autor observou ainda que a maioria das falhas dos implantes (nove em doze) ocorreu antes da fase protética do tratamento.

Devido o aumento de tipos de implantes comercializados, **Smith e Zarb (1989)** realizaram uma revisão da literatura, e baseados nela, protocolaram seis critérios essenciais para se considerar sucesso em reabilitações sobre implantes. Um deles foi a perda óssea ao longo dos anos. Foi determinado que a região onde for instalado o implante que apresentar até 1,5mm de perda óssea no primeiro ano e 0,2mm nos anos subseqüentes, é considerado de sucesso.

Jemt et al. (1992) fizeram um levantamento das falhas e complicações em 127 próteses parciais fixas sobre 354 implantes Brånemark, desde o tratamento protético até o primeiro ano de reavaliação. Relataram um índice de sucesso de 98,6% dos implantes examinados, sem a perda de nenhuma prótese. Entretanto, apontaram grande incidência de afrouxamento de parafusos de ouro (dos pilares intermediários), o que poderia estar relacionado com menor número de implantes por prótese, quando comparado às próteses fixas em arcos totalmente edentados,

além de uma disposição dos implantes biomecanicamente mais desfavorável (normalmente dois ou três implantes alinhados).

Nevins e Langer (1993), em estudo retrospectivo, avaliaram o sucesso de implantes osseointegrados em regiões posteriores. Em suas clínicas privadas, os autores instalaram implantes durante oito anos (1984 a 1991) e acompanharam os casos até 1992. Na mandíbula, dos 551 implantes instalados, 25 falharam, perfazendo um índice de sucesso de 95,5%; das 247 próteses confeccionadas, oito falharam, obtendo-se sucesso em 96,7%. Na maxila, 31 dos 652 implantes instalados falharam (índice de sucesso de 95,2%), enquanto duas das 250 próteses construídas falharam (99,2% de sucesso). Ressalte-se que das 547 próteses, 317 (57,9%) reabilitaram áreas de múltiplas ausências, exclusivamente sobre implantes; as demais constituíam restaurações unitárias, próteses em combinação dente-implante e algumas que se estendiam às regiões anteriores.

Henry et al. (1993) divulgaram os resultados relativos a três anos do estudo apresentado por **Van Steenberghe et al. (1990)**, previsto para cinco anos. Portanto, dois anos após as primeiras avaliações, falhas adicionais de implantes ocorreram, embora o índice cumulativo tenha decrescido com o tempo. A associação das falhas a pacientes portadores de osso de baixa qualidade manteve-se forte, assim como a maior concentração de perdas permaneceu vinculada a implantes de menor comprimento e diâmetro. O índice cumulativo de sucesso para as próteses passou de 98,5% após um ano de instalação para 95,8% após dois anos e para 94,8% após três anos.

Aos cinco anos do estudo prospectivo multicentro cujos resultados de um ano após a instalação das próteses foram divulgados por **Van Steenberghe et al. (1990)** e os de três anos por **Henry et al. (1993)**, **Lekholm et al. (1994)** relataram índices cumulativos de sucesso para os implantes de 92% e 94% para maxila e mandíbula, respectivamente, com uma correspondente estabilidade protética de

94%. A falha de implantes manteve-se relacionada mais freqüentemente àqueles de menor comprimento e diâmetro e ao osso de mais baixa qualidade, principalmente da maxila. Os índices de placa e sangramento mantiveram um padrão similar de boa saúde ao redor tanto dos dentes naturais quanto dos pilares intermediários (abutments). A perda óssea marginal não excedeu a média de um milímetro para todos os implantes analisados. Poucas complicações ocorreram no período, sendo as mais freqüentes a fratura de resina e o afrouxamento de parafusos de ouro (que conectam as próteses aos pilares intermediários). Houve maior tendência de falhas de próteses suportadas por apenas dois implantes, o que levou os autores a sugerir que, sempre que possível, o suporte protético seja dado por três implantes colocados em um alinhamento trípode.

Rangert *et al.* (1995), em uma análise clínica retrospectiva, avaliaram os parâmetros clínicos que influenciaram a fratura de implantes. Foram analisados 39 pacientes que apresentaram o problema, de um universo de mais de 10.000 implantes instalados, divididos em cinco categorias: (1) restaurações unitárias, (2) próteses parciais fixas implanto-suportadas, (3) próteses parciais fixas dento-implanto-suportadas, (4) sobredentaduras e (5) próteses totais fixas implanto-suportadas. Dois implantes de 3,0 mm de diâmetro foram registrados, mas não incluídos, por serem considerados substancialmente mais fracos que os de 3,75 mm, que foram os que apresentaram fratura em todos os outros casos. Não houve fratura de implantes de 4,0 mm. Nas restaurações unitárias, todas as fraturas ocorreram na região de molares inferiores; nas próteses parciais fixas, todas foram verificadas na região posterior. Quanto ao número de implantes por prótese, 30 em 39 (77%) apresentavam um ou dois implantes como suporte, enquanto 3 em 39 (8%) eram suportadas por três implantes. Registre-se que dos pacientes parcialmente edentados, 19 em 23 (83%) apresentavam pântico em cantiléver mesial ou distal. Em 32 dos 39 casos (82%), os implantes tinham uma disposição em linha, o que foi considerado crítico para a ocorrência de sobrecarga.

Wyatt e Zarb (1998) relataram os resultados do acompanhamento clínico de 77 pacientes parcialmente edentados, que receberam 97 próteses fixas sobre 230 implantes Brånemark, durante um período de até 12 anos (média de 5,41 anos). O índice de sucesso dos implantes foi de 94%, sem diferença significativa entre áreas anteriores e posteriores ou entre maxila e mandíbula. Das 14 falhas de implantes, 71% ocorreram em pacientes que usaram próteses parciais removíveis entre os estágios cirúrgicos e 64% suportavam próteses em áreas de extremo livre distal. Dos implantes de menor comprimento (7,0 mm), 25% falharam. A estabilidade contínua das próteses apresentou índice de 97%, sendo todos os trabalhos protéticos do tipo parafusado.

Lekholm et al. (1999), em prosseguimento ao trabalho apresentado em 1994 (aos cinco anos de avaliação), registraram o acompanhamento de dez anos de sobrevivência dos implantes Brånemark em maxilares parcialmente edentados. Setenta e três por cento do total dos implantes colocados, em sua maioria em regiões posteriores, puderam ser avaliados e classificados como perdidos ou em função, apresentando índices de sobrevivência cumulativa de 90,2% e 93,7% para maxila e mandíbula, respectivamente (92,6% como índice geral). Para as próteses, este índice foi de 86,5%. Foi observada maior tendência de fracasso em restaurações suportadas por quatro ou mais implantes do que nas suportadas por dois ou três, embora o pequeno número de trabalhos naquela condição não tenha permitido uma avaliação significativa. Os autores concluíram que o sistema de implantes Brånemark é um método seguro e previsível para reabilitar pacientes com perdas dentárias parciais.

Attard e Zarb (2002) reportaram os resultados clínicos dos primeiros 35 pacientes tratados com próteses implanto-suportadas, exclusivamente em áreas posteriores, na Universidade de Toronto, Canadá. Como princípios fundamentais de planejamento e execução protética, no mínimo dois ou três implantes foram instalados em cada área edentada e minucioso ajuste oclusal foi providenciado.

Nenhuma das próteses foi unida a dentes naturais. O índice de sobrevivência cumulativa para os implantes (de um total de 106) foi de 94% após 10 anos. Nenhuma variável (como gênero, qualidade e quantidade óssea, arco dentário envolvido, período de edentulismo, comprimento dos implantes ou condição da dentição antagonista) teve influência adversa na sobrevivência dos implantes. A respeito do comprimento dos mesmos, os autores ressaltaram que raros implantes de sete milímetros foram utilizados na amostra de pacientes.

Naert *et al.* (2002) relataram sua avaliação clínica longitudinal de 1956 implantes do sistema Brånemark, sobre os quais foram instaladas 810 próteses, sendo 235 coroas unitárias, 166 que uniam dentes a implantes e 409 exclusivamente implanto-suportadas. Os índices de sobrevivência cumulativa dos implantes a partir de seu carregamento foram de 97,2% (média de 7,3 anos) para aqueles que não foram unidos a dentes naturais e de 93,6% (média de 8,6 anos) para aqueles que o foram. Para implantes com comprimento menor que 10 mm, o índice de sobrevivência diminuiu para 81,5%. Para as próteses, foi obtido um índice geral de sobrevivência de 95,8% (média de 8,64 anos). Em dezesseis pacientes, treze áreas com ausência de dois, uma de três e duas de quatro dentes foram restauradas com coroas unitárias, não esplintadas, e apenas um implante falhou.

Johansson e Ekfeldt (2003) apresentaram os resultados do tratamento de 76 pacientes com próteses parciais fixas sobre 285 implantes do sistema Brånemark após um período de observação médio de 53,9 meses. O índice de sucesso dos implantes antes e depois da instalação das próteses foi de 96%. Dos 97 trabalhos protéticos examinados, nenhum falhou, com índice de sucesso de 100%, apesar dos fatos de que 41 próteses (42%) eram suportadas por apenas dois implantes e de que 33% dos pacientes apresentavam parafunções.

2.4 - BIOMECÂNICA

Skalak (1983) analisou macroscopicamente a distribuição de tensão e os mecanismos de transferência de cargas; também observou ao microscópio a aposição de osso adjacente ao implante de titânio. Afirmou que um aspecto crítico que afeta o sucesso ou insucesso dos implantes é a maneira que a tensão mecânica é transferida do implante para osso. Pela análise microscópica da superfície do titânio observou que a superfície rugosa e a porosidade dos implantes osseointegrados podem apresentar efeito benéfico de embricamento mecânico, similar ao das roscas dos implantes parafusados numa escala macroscópica. Estes implantes parafusados são capazes de transmitir carga axial de tração ou compressão ao osso circunvizinho, primeiramente pela compressão das faces inclinadas da rosca. O autor demonstrou por meio de inúmeras equações matemáticas a distribuição de tensão na rosca do parafuso do implante. Pôde concluir que: 1) A aposição óssea no titânio é o fator essencial para permitir a transmissão de tensão do implante para o osso sem qualquer movimentação ou perda óssea; 2) O uso de implantes parafusados permite melhor embricamento mecânico com osso; 3) A distribuição de cargas verticais e laterais aplicadas numa prótese parcial fixa depende do número, disposição e dureza dos implantes que a sustentam, bem como a forma e a dureza da prótese. Pônticos em *cantilever* distais de próteses parciais fixas aumentam a carga no pilar mais próximo ao *cantilever*; 4) Uma conexão rígida de prótese fixa aos pilares implantados propicia uma estrutura combinada que atua em conjunto com osso, proporcionando maior resistência tanto ao implante quanto ao osso; 5) O implante osseointegrado propicia contato direto com o osso, conseqüentemente transmitirá qualquer onda de tensão ou impacto aplicado sobre o pilar. Por isso, é indicado usar material resiliente, como é o caso dos dentes de resina acrílica. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma estrutura resistente com adequada proteção ao implante em toda superfície.

Analisando a biomecânica da osseointegração, **Skalak (1986)** afirmou que é possível a transmissão direta de tensões ao osso pela superfície dos implantes e estabeleceu duas regras práticas: (1) é benéfico espaçar os implantes pela maior área possível; (2) uma estrutura rígida irá distribuir a carga por uma área mais ampla do que o fará uma flexível.

Alguns aspectos sobre biomecânica foram considerados por **Brånemark e Zarb (1987)**. A extrema justaposição de um implante com o osso tem como resultado uma conexão rígida que transmite tensão com um pequeno movimento relativo; qualquer força aplicada ao implante é transmitida ao osso com magnitude e duração alta, com força repentina de grande impacto.

Rangert et al. (1989) analisaram as forças e momentos nos implantes de Brånemark com o objetivo de orientar o clínico com relação à geometria de uma prótese devido à sua grande influência na carga mecânica que atua sobre o implante; qualidade do osso, o comprimento de fixação, o apoio de fixação, o tempo de cura e a carga de fixação são parâmetros cruciais para considerar, quando avaliado a carga aceitável do osso. Relataram que durante a mastigação, forças verticais atuam nos dentes, porém forças transversais são também criadas pelo movimento horizontal da mandíbula e a inclinação das cúspides. As maiores concentrações de tensão foram nas regiões mesiais e distais ao pescoço do implante, quando comparadas com os lados vestibular e lingual. Estas forças são transmitidas por meio da prótese para o implante, e em seguida para o osso. Para os autores, é difícil calcular limites fixos para cargas sobre implantes.

Bidez e Mish (1992) observaram por meio de pesquisas clínicas e laboratoriais que o sucesso clínico e longevidade dos implantes são controlados, em grande parte pelo fator biomecânico. Afirmam que a oclusão serve como importante determinante no direcionamento das cargas, pois a pressão exercida sobre os implantes pode ser controlada se for levar em consideração a influência

do desenho do implante, do tipo de cirurgia e da prótese. Ainda complementam afirmando que forças compressivas devem ser dominantes nas próteses sobre implantes, pois são melhores absorvidas pelo osso cortical, que é mais resistente a esse tipo de força.

Brunski e Skalak (1993) relataram alguns fatores importantes que devem ser considerados para avaliação das cargas que incidem sobre os implantes osseointegrados: 1) tipo de mastigação (frequência, força de mordida, seqüência do ciclo mastigatório, lado preferencial de mordida, movimentos mandibulares, etc.) 2) tipo de prótese (total ou parcial; muco-suportada, implanto-retida ou implanto-suportada; quantidade, tamanho e localização dos implantes e material restaurador oclusal). Ainda enfatizam que outros fatores a serem considerados são as propriedades biomecânicas das estruturas e materiais que compõe a prótese, o implante e o tecido ósseo adjacente, tais como: módulo de elasticidade, resiliência, tipo de conexão entre os implantes e a prótese (cimentada ou parafusada), quantidade e qualidade óssea, padrão muscular e relacionamento com o antagonista.

Reikie (1993) afirmou que a média de idade dos pacientes parcialmente edentados é menor que a dos pacientes com edentulismo total tratados tradicionalmente com implantes dentais. Sendo assim, os pacientes mais jovens irão requerer das restaurações o maior tempo de vida útil possível. Ademais, como a dentição destes pacientes continua a sofrer desgastes funcionais, deverá ser dada atenção à provável alteração da intensidade das forças aplicadas às próteses sobre implantes, realizando-se ajustes oclusais periódicos para impedir que haja sobrecarga. O autor lembrou ainda que as restaurações parciais freqüentemente têm como antagonista a dentição natural, o que se traduz na existência de forças oclusais de magnitude significativa. Outro aspecto importante é que os trabalhos protéticos parciais usualmente restauram apenas um segmento do arco dentário, não contando, portanto, com a vantagem mecânica do suporte

cruzado existente quando implantes são colocados em um arranjo em curva, bilateralmente, em pacientes edentados totais.

English (1993) considerou três fatores fundamentais para impedir a ocorrência de sobrecarga oclusal em próteses parciais fixas implantossuportadas: (1) um número suficiente de implantes para potencializar a área de suporte; (2) dimensão vertical de oclusão correta; e (3) um esquema oclusal satisfatório obtido a partir de um registro maxilo-mandibular preciso. Afirmou também que três ou mais implantes, em uma configuração desalinhada, criam uma geometria muito mais estável do que apenas dois implantes.

Kregzde (1993) comparou dez opções protéticas para uma mandíbula edentada posterior, através de análise tridimensional em elementos finitos, variando o número e a posição dos implantes, além da condição de união entre os segmentos protéticos. Observou que a concentração de tensões apresentou diferenças de até 1.000%, concluindo que as variações estudadas são críticas para a longevidade e a estabilidade das próteses implanto-suportadas.

Priest (1996), em vasto levantamento da literatura sobre taxas de insucessos em reconstruções com implantes osseointegrados unitários, encontrou que estes estavam relacionados com: (1) qualidade do tecido ósseo (**apud Jaffin e Berman, 1991**); (2) se localizados na mandíbula, sucesso maior que na maxila (**apud Albrektsson et al, 1988**); (3) duas vezes maior presença de insucessos em fumantes quando comparado a não fumantes (**apud Bain e Moy, 1993**); (4) implantes curtos fracassam mais que os longos; (5) a maioria dos trabalhos publicada sobre implantes unitários foi estudada em maxila anterior, e os resultados devem ser considerados apenas para essa região; (6) trabalhos como os de **Becker e Becker (1995)** especificamente estudaram unitários na região posterior; (7) implantes de maior diâmetro são empregados nos quadrantes posteriores, onde geralmente a altura óssea é insuficiente; apesar da lógica da

sua utilização, seu sucesso ainda necessitaria ser demonstrado. Segundo o autor, ligas metálicas, tratamento da superfície do implante, configurações de forma, colocação imediata, enxertos ósseos e suas variações cirúrgicas são fatores que devem ser mais bem compreendidos e comparados aos resultados iniciais propostos por Brånemark e colaboradores.

Davidoff (1996) considerou que o número de implantes usado para suportar uma prótese é relevante não somente pelo custo envolvido, mas também pela biomecânica relacionada ao sucesso do tratamento. A princípio, o clínico deve partir do pressuposto de que um implante deve ser usado para cada dente restaurado. Entretanto, para determinar o número mínimo necessário, o autor sugeriu um quadro de avaliação de cinco categorias: (1) volume ósseo (altura e espessura); (2) densidade óssea (disponibilidade de osso cortical); (3) oclusão e dentição antagonista; (4) propriocepção disponível e distribuição de dentes naturais; e (5) área de superfície e distribuição dos implantes. No planejamento de um determinado caso clínico, valores (1, 2 e 3) são dados para cada categoria de acordo com sua condição (pobre, média ou boa, respectivamente), em um total máximo de 15 pontos. A soma alcançada indica se o caso em questão exige o número máximo de implantes (pontuação de 5 a 10), se pode haver uma redução de 25% a 33% (10 a 14 pontos) ou até de 33% a 50% (14 ou 15 pontos). Segundo o autor, valores nas faixas de transição (10 e 14 pontos) requerem do profissional uma avaliação adicional.

O sucesso ou o insucesso do tratamento com implantes osseointegrados está relacionado com maneira como as cargas são transmitidas e absorvidas pelo tecido ósseo vizinho, segundo **Duyck et al. (1997)**, em uma revisão da literatura. Esse mecanismo varia conforme o tipo de carga, interface osso-implante, comprimento e diâmetro do implante, forma do implante, superfície do implante, qualidade da prótese, e capacidade do tecido ósseo. Análises por elementos finitos indicaram maior concentração de esforços nas áreas de osso cortical e no

ápice do implante. Embora não se conheça o mecanismo, parece evidente a resposta adaptativa de remodelação do tecido ósseo vizinho.

Nishimura *et al.* (1997) fizeram diversas considerações a respeito das restaurações sobre implantes em pacientes parcialmente edentados. Hábitos de bruxismo devem ser identificados para que se diminua o risco de fratura de implantes. Para tanto, recomenda-se utilizar implantes de maior diâmetro, próteses parciais removíveis implanto-suportadas ou, em casos severos, contra-indicá-los. Os autores lembraram que há importantes acidentes anatômicos na região posterior de maxila e mandíbula que limitam o comprimento dos implantes, que deve ser de no mínimo 10,0 mm para a mandíbula e 13,0 mm para a maxila. Quanto ao controle dos momentos de força, sugere-se que sejam obtidos contatos cêntricos sobre a área dos implantes, reduzindo a inclinação das cúspides e as dimensões vestibulolinguais da prótese. Por outro lado, a presença de dentes naturais anteriores para prover guias de desocclusão efetivas reduzirá a incidência de cargas posteriores não axiais. Sobre o número de implantes, os autores consideraram ideal um total de três para a maxila posterior e dois para a mandíbula. Neste último caso, a recomendação do uso de três implantes recairia em situações especiais como: baixa qualidade óssea, guias de desocclusão comprometidas e presença de bruxismo.

McGlumphy *et al.* (1998) apresentaram um estudo sobre a mecânica dos parafusos de retenção dos sistemas de implantes. Para minimizar as forças que tendem a separar as partes unidas pelos parafusos, afrouxando-os ou fraturando-os, recomendaram evitar angulações excessivas dos implantes, reabilitações com cantiléver, contatos cêntricos não axiais e estruturas que não apresentam um assentamento passivo.

Arataki *et al.* (1998), em análise de elementos finitos bidimensionais, verificaram a distribuição de tensões ao osso de suporte de implantes

osseointegrados na região posterior de mandíbula. Realizaram diversas variações do modelo de uma prótese parcial fixa, alternando o número de implantes (dois a quatro), sua localização, a extensão da estrutura, a presença de um segmento distal em balanço e as condições de carregamento. Os autores concluíram que: (1) o alinhamento dos implantes dificulta o equilíbrio mecânico, podendo acarretar sobrecarga no osso de suporte; (2) para as configurações sem área em balanço, o máximo valor de tensão diminui com o aumento no número de implantes e com a redução da distância entre eles; (3) na presença de um segmento em cantiléver, o máximo valor de tensão aumenta marcadamente com a diminuição da distância entre os implantes e com o aumento da extensão em balanço, independentemente do número de implantes presentes.

Kim et al. (1999) utilizaram medidores de deformação (strain gauges) e fotoelasticidade para avaliar as tensões transferidas aos implantes através de próteses retidas por cimento temporário, cimento permanente e parafuso. As deflexões das próteses no instante do carregamento também foram medidas. No teste com coroa unitária, aquelas retidas por cimento temporário transferiram menos tensão. No teste com prótese fixa de dois elementos, não houve diferença entre os três tipos de retenção. Nas próteses com cantiléver distal suportadas por dois implantes, aquelas retidas por cimento permanente e aquelas retidas por parafuso desenvolveram mais tensão ao redor do ápice de ambos os implantes. Os autores concluíram que as próteses retidas por cimento permanente apresentaram basicamente o mesmo comportamento que aquelas parafusadas.

No estudo de fotoelasticidade apresentado por **Nishimura et al. (1999)**, que privilegiou a avaliação da conexão entre dente e implante, uma situação comparativa apresentou dois implantes unidos sem conexão ao dente. Neste caso, analisando cinco pontos distintos de aplicação de força, quando esta ocorria diretamente sobre uma das coroas implanto-suportadas, a maior concentração de tensões apareceu na área apical do implante relacionado.

Guichet et al. (2000) analisaram a passividade de assentamento e a abertura marginal de estruturas para próteses parciais fixas parafusadas e cimentadas. Foi criado um modelo fotoelástico para simular um quadrante posterior de mandíbula com três implantes de 10,0 mm de comprimento. Dez estruturas foram fabricadas, cinco para cimentação e cinco para aparafusamento. Na avaliação microscópica da área marginal, não houve diferença significativa entre os grupos na fase de prova das estruturas, mas após a colocação de cimento ou parafusos de retenção, as aberturas marginais das próteses parafusadas foram significativamente menores que as das cimentadas. Na análise fotoelástica, as estruturas parafusadas apresentaram variação de intensidade e localização das tensões, com momentos de grande concentração apical. Quanto às próteses cimentadas, um nível baixo de tensões foi verificado, sem diferenças importantes entre as estruturas do grupo.

Sahin et al. (2002) realizaram uma revisão de literatura a respeito da influência de forças funcionais na biomecânica de próteses implanto-suportadas. Concluíram que os resultados são melhores em algumas circunstâncias: quando não há forças oclusais excessivas; se os implantes são inseridos em osso denso; quando o número e o diâmetro dos implantes aumentam; se a posição favorece a redução dos momentos de força; e quando os implantes são utilizados como suporte de próteses fixas.

Itoh et al. (2004) estudaram a biomecânica das configurações de alinhamento e desalinhamento de implantes contíguos, por meio de fotoelasticidade. Dois modelos de uma hemimandíbula foram fabricados e três implantes rosqueados (13,0 mm de comprimento e 3,75 mm de diâmetro) foram inseridos nas regiões posteriores, em uma condição de alinhamento no primeiro modelo e de desalinhamento no segundo. Cargas verticais e laterais foram

aplicadas às próteses fixas construídas sobre os implantes e nenhuma vantagem biomecânica relevante foi observada em uma ou outra configuração.

O método dos elementos finitos tridimensional foi selecionado para simular uma situação com uso de três implantes de 3.75mm de diâmetro e 12 mm de comprimento na região de segundo pré-molar, primeiro e segundo molar, cuja restauração protética foi obtida com coroas metalocerâmica ferulizadas, este modelo serviu para que **Huang et al. (2006)** analisassem a variação da instalação dos implantes em linha e configuração compensada (*offset*). A simulação da intensidade da carga aplicada foi de 100N. As condições de aplicações foram divididas em carregamento múltiplo: as três coroas submetidas simultaneamente e carregamento unitário: isoladamente para cada coroa. No carregamento múltiplo sob incidência de 45° resultou em um aumento em pelo menos sete vezes comparada à incidência vertical, a análise unitária revelou que também a incidência oblíqua de carregamento foi mais elevada do que a vertical. Uma diferença insignificante nas tensões geradas foi observada nos implantes posicionados em linha ou na configuração de compensação (*offset*) quando submetidas a cargas verticais. Contudo quando submetida a cargas oblíquas, a forma de configuração compensada diminuiu no máximo de 17% a tensão gerada. Clinicamente poderia ocorrer sob um carregamento unitário e sendo submetida à mastigação de um alimento mais rígido, esta vantagem de diminuição poderia não ser garantida para os outros implantes.

2.5 - INFLUÊNCIA DA CONFIGURAÇÃO DOS IMPLANTES E DO TIPO DE REABILITAÇÃO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES

2.5.1 - Implantes Curtos

Van Steenberghe et al. (1990) realizaram um estudo multicentro, avaliando 558 implantes de diâmetros entre 3,75 e 4,0 mm e de comprimentos entre 7 e 20 mm instalados em 159 pacientes edêntulos. Após o carregamento, restaram 154 pacientes que utilizaram 199 próteses sobre 521 implantes. Dezenove implantes não osseointegraram, 11 permaneceram em pacientes que desistiram do tratamento, 6 falharam por questões protéticas e 1 durante o processo para o carregamento. As falhas foram atribuídas prioritariamente por baixa qualidade óssea, sexo (maior índice de falhas em mulheres) e comprimento curto dos implantes.

Lum (1991) afirma que o uso de implantes curtos não deve ser recomendado, pois é necessária uma dissipação de forças sobre uma ampla área do implante, para que haja preservação de osso alveolar. Estudos em análise de elemento finito têm mostrado que forças oclusais são transmitidas inicialmente na região da crista óssea, mais do que na interface osso-implante. O autor recomendou a utilização de implantes de maior diâmetro, e em maior quantidade possível. E justifica que o uso de implantes mais longos serve para facilitar a transferência de cargas oclusais para uma maior área de superfície do osso e conseqüentemente distribuição mais favorável das cargas.

Friberg et al. (1991) avaliaram a perda prematura de 4.461 implantes tipo Branemark desde o momento de sua colocação até a instalação da prótese. Participaram 889 pacientes (943 mandíbulas e maxilares), total e parcialmente edêntulos. Participaram mais mulheres do que homens e os implantes foram alocados mais em mandíbulas. A média de idade dos pacientes foi de 57,5 anos à época da primeira fase cirúrgica. Apenas 69 implantes não osseointegraram (1,5%). A maioria das falhas ocorreu em maxilas com baixa densidade óssea e grande atrofia. As falhas predominaram também quando implantes mais curtos foram utilizados (7 mm).

Jemt e Lekholm (1993) relataram os resultados de cinco anos de acompanhamento de tratamentos com implantes em áreas posteriores de arcos parcialmente edentados. Noventa e quatro próteses foram instaladas sobre 259 implantes. O índice de sobrevivência cumulativa foi de 97,2% para os implantes e de 100% para as próteses, uma vez que os sete implantes perdidos não influenciaram a estabilidade das mesmas. Duas observações foram destacadas: cinco dos implantes perdidos (70%) tinham apenas 7mm de comprimento e aproximadamente 60% das próteses confeccionadas eram suportadas por três ou mais implantes. Tais fatos evidenciariam o melhor comportamento biomecânico de implantes mais longos e em maior número.

Babbush e Shimura (1993) realizaram estudo clínico com 5 anos de acompanhamento de 1059 implantes do sistema IMZ inseridos em 322 pacientes. Um total de 28 implantes falhou, nove dos quais não osseointegraram até o segundo estágio cirúrgico. A média de sobrevida de todos os implantes foi de 95%. Foram restaurados 75% com próteses parciais, com um resultado de sobrevida de 96%. Na maxila foram instalados 44% dos implantes com taxa de sucesso de 92%, ao passo que na mandíbula este índice foi de 99%. Os maiores fatores que positivamente influenciaram no tempo de sobrevida foi utilização de implantes mais longos e de maior diâmetro apropriados para cada situação clínica.

Teixeira et al. (1997) declararam que a região posterior de maxila e de mandíbula geralmente possui menor quantidade e qualidade óssea que as regiões anteriores. Estruturas anatômicas como nervo alveolar inferior e seio maxilar podem restringir o osso disponível numa possível área de colocação de implantes. A espessura do osso alveolar e as estruturas anatômicas podem interferir na escolha do tamanho do implante, seu diâmetro, posicionamento e, em algumas situações pode prejudicar uma adequada relação coroa-raiz para o implante. Também a freqüente necessidade de, na região posterior, ser necessária uma redução da crista óssea para melhor acomodação do implante, pode piorar a

situação. Neste trabalho, foram avaliados durante 5 anos, 56 implantes (90% deles de 8 mm de comprimento e o restante de 10 mm) instalados na região posterior da boca de 20 pacientes, obtendo uma taxa de sucesso de 94%, o índice para as próteses foi de 91%. Os autores relataram que esses resultados sugerem um previsível sucesso no uso de implantes curtos para a região posterior.

Del Vale et al. (1997) também avaliaram a distribuição das tensões ao redor de implantes, pelo método do elemento finito. Neste experimento variaram o desenho dos implantes (usados em três diferentes diâmetros), e as características do tipo de osso. Aplicaram carga axial concluindo que a distribuição das tensões dependia da quantidade e qualidade do osso presente e da dimensão do pescoço do implante.

Ten Bruggenkate et al. (1998) realizaram um estudo num período de até 7 anos, em 126 pacientes que receberam 256 implantes ITI® de 6 mm de comprimento e que suportaram diversos tipos de prótese. A taxa de sucesso no final desse período foi de 94%. Uma questão a ser resolvida é a já conhecida relação coroa/raiz desfavorável ao se utilizar desse comprimento de implante na reabilitação de arcos extremamente atroficos. Isso leva não somente a cargas mastigatórias elevadas sobre implantes curtos, mas resulta também em restaurações protéticas altas, que podem ser pesadas, esteticamente insatisfatórias e desconfortáveis para o paciente. Quando colocados em arcos severamente atroficos, os implantes curtos podem ficar submersos, junto a suas supraestruturas, dificultando a higienização. Os autores concluem que implantes de 6 mm de comprimento podem ser usados com sucesso em pacientes com mínima altura óssea, preferivelmente quando usados em combinação com implantes mais longos.

Após anos de experiência, a familiaridade e a confiança nos implantes endoósseos foi aumentando e muitos pesquisadores mostraram que é possível

tratar a mandíbula atrófica sem, necessariamente, realizar prévio aumento do rebordo alveolar. **Triplett et al. (1991) apud Worthington e Rubenstein (1998)**, reportaram índice de sucesso de 94% usando implantes de 7 e 10 mm na região interforaminal da mandíbula edêntula quando a altura óssea na sínfise era de 10 mm ou menos. Worthington e Rubenstein relataram que em alguns casos, uma mandíbula atrófica pode receber implantes curtos e largos. Embora possam conferir estabilidade primária comparada aos implantes de tamanho padrão, não deixam de ter uma relação coroa/implante inerentemente desfavorável, o que é inevitável à medida que a distância interarcos aumenta. Segundo os autores, seria justo dizer que os implantes curtos e largos ainda não foram testados em número suficiente ou por tempo o bastante para qualquer julgamento significativo a ser feito a respeito de seu valor.

Stellingsma et al. (2000) realizaram um estudo retrospectivo para avaliar a taxa de sucesso de 68 implantes de comprimentos entre 7 e 10 mm, instalados em mandíbulas extremamente reabsorvidas de 17 pacientes edêntulos totais, que receberam sobredentaduras implanto-retidas. A taxa de sucesso obtida neste estudo foi de 88% e os autores justificaram que, apesar da taxa obtida ser menor que a de outros experimentos, o uso de implantes curtos pode ser utilizado devido à simplicidade de uso e baixa morbidade do tratamento.

Snauwaert et al. (2000) realizaram estudo com 4971 implantes tipo Branemark instalados em 1315 pacientes divididos em comprometidos (59), que receberam enxertos ou que foram irradiados na cabeça e/ou pescoço e não comprometidos (1256), acompanhados por um período de 0,5 a 15 anos (média de 5,1 anos). Mais de 40% dos pacientes comprometidos apresentaram falhas em 19% dos implantes instalados. Pouco mais de 11% dos pacientes não comprometidos apresentaram falhas que corresponderam a 5,9% dos implantes recebidos. Foram utilizados implantes entre 7 e 20 mm, sendo que o maior índice

de falhas foi alcançado pelos implantes de 7 mm (21,5%) e no primeiro ano pós-carregamento.

Deporter et al. (2001) avaliaram, em 24 pacientes, por um período médio de 32,6 meses, o comportamento de 48 implantes Endopore®, de comprimento entre 7 e 9 mm, e com diâmetros de 3,5; 4,1 ou 5,0 mm, sendo 17 deles instalados na região de pré-molares e 31 na região de molares e a maioria dos implantes (83%) com coroas unitárias. Medidas radiográficas revelaram pouca ou nenhuma perda óssea. O índice de sobrevivência foi de 100 % , o que levou os autores a concluir que o tratamento de reabilitação das áreas posteriores da mandíbula pode ser realizado de forma simplificada com o uso desses implantes.

Geng et al. (2001) realizaram revisão da literatura e em um dos capítulos abordados eles avaliaram a influência da geometria do implante na sua sobrevivência. Eles chegaram à conclusão de que o comprimento, bem como o diâmetro pouco influencia no índice de sucesso, e que o mais importante é a condição do suporte ósseo presente. E afirmam que em condições ósseas desfavoráveis, evitar utilizar implantes curtos e procurar utilizar implantes de largo diâmetro.

Testori et al. (2001) realizaram estudo clínico com 181 pacientes, após a colocação de 485 implantes, sendo 153 (31, 5%) implantes curtos (≤ 10 mm). Após acompanhamento de 4 anos, observou-se falha de um único implante curto localizado na região posterior de maxila, que levou a um índice de sucesso de 99,4%.

Iplikçioğlu e Akça (2002) avaliaram os efeitos do diâmetro, comprimento e número de implantes, em próteses parciais fixas de três elementos, na distribuição de tensões no osso periimplantar. Um modelo tridimensional de elementos finitos foi obtido. Quatro próteses sobre dois implantes (variando o diâmetro entre 3,75

mm e 4,1 mm e o comprimento entre 8,0 mm e 10,0 mm) e duas próteses sobre três implantes (de diâmetro de 3,75 mm e variando o comprimento entre 8,0 mm e 10,0 mm) foram simuladas na região posterior de mandíbula. Em situações distintas de carregamento, força oblíqua de 40N, vertical de 200N e horizontal de 57N foram aplicadas. Embora a variação no comprimento dos implantes não tenha diminuído os níveis de tensão, valores menores foram observados no osso em configurações com implantes mais largos. Distribuição similar de tensões foi observada em próteses sobre dois implantes de maior diâmetro (4,1 mm) em comparação com aquelas sobre três implantes (com diâmetro de 3,75 mm).

Sato et al. (2002) realizaram estudo para avaliar diferentes alternativas de tratamento para restaurar a região posterior por meio de uma simulação utilizando análise geométrica tridimensional para calcular tensão aplicada em parafusos de ouro. Foi simulada geometricamente a situação clínica para inserção das fixações regulares de 3,75mm de diâmetro e 10 mm de comprimento, para locais do primeiro pré-molar (34), segundo pré-molar (35) e primeiro molar (36) e posicionados em linha reta. Para o pilar protético foi simulada a utilização do pilar miruscone e a construção da coroa teve como preocupação a inclinação das cúspides em 10 e 20 graus. Para o carregamento oclusal foi empregada uma carga de 100N aplicada na vertente triturante a 2,4mm da fossa central. Duas condições de simulação de colocação de implantes na configuração compensada (*offset*) foi realizado a primeira denominada compensação lingual onde o 35 ficou deslocado 1mm para lingual e o 34 e 36 ficaram deslocados 1mm para vestibular e a segunda configuração denominado de compensação vestibular onde o 35 ficou deslocado 1mm para lingual. A terceira simulação as fixações regulares estavam posicionadas em linha, porém o 36 foi trocado por uma fixação de 5mm de diâmetro. Análise geométrica mostrou que a colocação de fixações em compensação nem sempre diminuíram a força de tensão nos parafusos de ouro, enquanto que a fixação mais larga e a inclinação menor das cúspides diminuíram a força de tensão nestes parafusos.

Tawil e Younan (2003) avaliaram por um período de 12 a 92 meses, o uso de implantes curtos de superfície usinada. Foram instalados 269 implantes de comprimento = 10 mm, a maioria (88,8%) na mandíbula de 111 pacientes, sendo 96,6% na região de pré-molares e molares. Encontraram um índice de falha de 4,5% chegando à conclusão de que a qualidade óssea é fator decisivo na sobrevivência dos implantes. Concluíram que os implantes curtos de superfície maquinada são eficazes no tratamento do edentulismo parcial, desde que associados a osso de boa qualidade.

Griffin e Cheung (2004) observaram índice de sucesso de 100% em implantes curtos com superfície tratada com hidroxiapatita. Foram instalados 54 implantes na região de primeiro molar superior (32,1%), 35 (20,8%) na região de segundo molar superior. Enquanto que na mandíbula foram instalados: 37 (22%) e 42 (25%) nas regiões de primeiro e segundo molar, respectivamente. As reabilitações foram distribuídas da seguinte forma: 128 (76,2%) suportadas por coroas unitárias e 38 (2,6%) por próteses parciais fixas. Todos foram avaliados criteriosamente, por meio de radiografias e exame clínico, após 9 meses de instalação da reabilitação protética. Concluíram que para situações clínicas onde se observam grandes reabsorções, em especial a região posterior de mandíbula, a utilização de implantes curtos pode ser uma opção simples e prática.

Yokohama et al. (2004), com o auxílio dos elementos finitos, realizaram uma pesquisa para avaliar a influência do comprimento, e da localização da distribuição das tensões ao redor do osso, em próteses parciais fixas de três elementos confeccionadas sobre dois implantes localizados na região posterior de mandíbula, sendo o implante mesial cilíndrico com 10 mm de comprimento e 4mm de diâmetro e o implante distal com o mesmo diâmetro, porém com 10mm e 12 mm de comprimento, que poderia estar localizado em 5 diferentes posições. Foram simuladas as aplicações de cargas de 100N incidindo num ângulo de 30

graus sobre o centro da superfície oclusal em três situações: 1) apenas sobre a coroa de segundo pré-molar, 2) apenas sobre a coroa do primeiro molar, 3) apenas sobre a coroa do segundo molar e 4) simultaneamente sobre as três coroas. Ficou determinado que a localização do implante em relação à estrutura óssea poderia ser um fator significativo na distribuição das tensões. Na região cervical do osso adjacente tanto ao implante mesial como no distal ficou registrada a máxima tensão e da mesma forma que quanto maior a distância maior a tensão. A utilização do implante mais longo, o de 12 mm ficou demonstrado que teve pouca influência na distribuição das tensões.

Nedir *et al.* (2004) num estudo prospectivo de 7 anos realizaram uma análise da sobrevida de implantes ITI® colocados em consultório privado e carregados por pelo menos um ano. Foram colocados 528 implantes (264 TPS e 264 SLA), em 236 pacientes. Trezentos e cinqüenta e um implantes foram colocados na região posterior de maxila e mandíbula sendo que, 71,1% dos implantes tinham entre 6 e 11 mm de comprimento. Os implantes mais curtos não fracassaram mais que os implantes mais longos. O índice de sucesso foi de 99,4%. Concluíram que o uso de implantes curtos permitiu: restringir a necessidade de procedimentos pré-cirúrgicos sofisticados e dispendiosos como tomografias computadorizadas; a colocação de implantes proteticamente guiados ao invés de cirurgicamente guiados; reduzir as indicações de enxertia óssea; simplificar a cirurgia sem tentar utilizar implantes de maior comprimento; evitar a sensação de morbidez pós-cirúrgica. Portanto o uso seguro de implantes curtos deveria tornar o tratamento implantodôntico mais simples e acessível a um maior número de pacientes e profissionais.

Hagi *et al.* (2004) realizaram uma revisão da literatura acerca do uso de implantes curtos (= 7 mm), colocados em pacientes parcialmente edêntulos, onde buscaram a relação entre as falhas ocorridas e a superfície, geometria, comprimento, e localização (maxila ou mandíbula) dos implantes. Os resultados

encontrados em 20 trabalhos foram os seguintes: implantes de superfície usinada tiveram maior índice de falhas que implantes com superfície tratada; com exceção dos implantes com superfície porosa sinterizada os implantes de 7 mm ou menos de comprimento tiveram índices de falha maiores que os com mais de 7 mm e, usando implantes de superfície tratada, foram encontrados maiores índices de falha na maxila que na mandíbula, mas com implantes de superfície usinada não houve diferença nos índices de falha. Os autores concluíram que a geometria da superfície dos implantes é fator determinante de quão boa pode ser a performance de implantes curtos (= 7 mm). Enquanto implantes rosqueados falham mais nos comprimentos curtos, os implantes de superfície porosa sinterizada têm boa performance nesse tipo de implante.

Feldman et al. (2004) realizaram um estudo prospectivo de 5 anos, avaliando o risco de falha de implantes curtos (7, 8, 5 e 10 mm) e longos (11,5, 13, 15, 18 e 20 mm), comparando implantes Osseotite®, com implantes usinados. O trabalho incluiu 2294 implantes Osseotite® e 2597 implantes usinados. Os implantes curtos Osseotite® tiveram taxa de sobrevivência similar aos implantes longos - 97,7% . Os implantes curtos usinados tiveram índice de 86,5% de êxito e os de maior comprimento, 90,6%. Os autores concluíram que a diferença nos índices de sucesso entre esses dois tipos de implantes foi devido à superfície tratada por ácido o que permitiu maior aposição óssea ao implante.

Deporter et al. (2005) realizaram estudo objetivando dar suporte ao uso de implantes curtos de superfície porosa sinterizada no tratamento de maxila posterior realizando elevação de seio maxilar localizada através de osteotomia manual. Foram colocados 104 implantes Endopore®, a maioria de 7 mm de comprimento e 4,1 ou 5,0 mm de diâmetro, em 70 pacientes na região de primeiro molar. Todos os implantes foram colocados através de osteotomia manual segundo técnica descrita por Summers, e o material de enxertia utilizado foi a hidroxiapatita bovina. Após 3,14 anos em função, apenas 2 implantes falharam.

Os autores concluíram que o uso de implantes curtos de superfície porosa sinterizada associado à elevação indireta e localizada do seio maxilar é uma técnica previsível e minimamente invasiva para a reabilitação da maxila posterior com altura óssea mínima.

Utilizando-se da análise de elementos finitos, **Petrie e Williams (2005)** analisaram modelos da região de pré-molares inferiores com um implante imerso em osso de baixa ou alta densidade. Foram utilizados implantes de diâmetros entre 3,5 e 6,0 mm e de 5,75 a 23,5 mm de comprimento e conicidade de 0 a 14 graus. Foram aplicadas cargas: vertical de 200 N e horizontal, de 40 N. Obtiveram os seguintes resultados: O diâmetro crescente do implante resultou numa redução de 3 – 5 vezes da tensão crestal, o aumento do comprimento, resultou numa redução de até 1,65 vezes, enquanto que a conicidade aumentou a tensão crestal especialmente em implantes estreitos e curtos, onde o aumento foi de 1,65 vezes. Os autores alertam que o diâmetro, o comprimento e a conicidade do implante devem ser considerados juntos, devido a seus efeitos interativos na tensão do osso crestal. Concluíram que, se o objetivo for minimizar a tensão peri-implantar na crista alveolar, a escolha mais favorável parece ser um implante de largo diâmetro, relativamente longo e sem conicidade. Devem ser evitados implantes estreitos, curtos e com conicidade especialmente em osso de baixa densidade.

Misch (2005) em uma vasta revisão de literatura avaliou o uso de implantes curtos aplicados à região posterior de maxila e mandíbula. Um estudo realizado com 431 radiografias de pacientes parcialmente edêntulos mostrou que a possibilidade de instalação de implantes na área posterior com pelo menos 6 mm de altura óssea disponível foi de 38% na maxila e 50% na mandíbula. Segundo o autor, a região posterior da boca tem maiores forças mastigatórias que a região anterior (posterior = 500 N e anterior = 100 N). Consequentemente a disponibilidade óssea para a colocação de implantes na região posterior é menor quando comparada à região anterior da boca edêntula. O autor relatou vantagens

em se utilizar implantes curtos para a reabilitação protética: procedimentos de enxertia óssea previamente à implantação são dispensáveis, dando ao paciente ganho de tempo, economia financeira e menor desconforto pós-operatório; implantes curtos são mais fáceis de instalar, a osteotomia é simplificada com menor chance de aquecimento ósseo e a angulação para receber cargas pode ser corrigida, uma vez que o osso residual do rebordo alveolar em caso de implantes longos, nem sempre segue o longo eixo do dente que foi perdido. O autor propõe também alguns procedimentos para diminuir o estresse no implante curto e osso adjacente: diminuir a incidência de forças laterais na prótese (guia anterior); eliminar cantlevers da prótese; aumentar o número de implantes; fazer as próteses conjugadas; aumentar o diâmetro dos implantes e aumentar a área de superfície dos implantes; seja através de seu design ou tratamento de superfície. A revisão da literatura mostrou que o índice de falhas de implantes curtos comparados a implantes longos é muito alto ainda. Os resultados foram desde perdas iguais para os dois tipos de comprimento, até 2, 3, 6 e 8 vezes mais falhas no uso de implantes curtos. Em todos os trabalhos os implantes falharam após ser carregados.

Goene *et al.* (2005) avaliaram o comportamento de implantes Ossotite® de 7 e 8,5 mm de comprimento num estudo multicentros, para comparar sua performance com implantes de tamanho convencional. O sucesso avaliado após 3 anos do carregamento foi determinado por: ausência de mobilidade; nenhum sinal persistente ou irreversível de dor, infecção, parestesia ou lesão do canal mandibular; ausência de sinal de radioluscência peri-implantar e nenhuma perda progressiva da crista óssea. Cento e oitenta e oito pacientes receberam 311 implantes curtos Osseotite® que suportaram 216 próteses fixas. A maior parte dos implantes foi colocada na região posterior de maxila e mandíbula. Durante o período de avaliação, 13 implantes falharam, 9 antes do carregamento e 4 em pacientes fumantes. O índice de sucesso relatado pelos autores foi de 95,8%. Resultado que, segundo eles, se compara favoravelmente com os resultados

disponíveis na literatura para implantes em geral e particularmente para implantes curtos, indicando que a restrição ao uso dos implantes curtos deve diminuir.

Gentile et al. (2005) fizeram um estudo para avaliar implantes curtos (6,0 mm de Ø por 5,7 mm) da marca Bicon®. Foi analisado o índice de sobrevivência após 1 ano em função, comparado ao uso de implantes de maiores comprimentos e a identificação dos fatores de risco associados à falha dos implantes. Trinta e cinco pacientes receberam 172 implantes, sendo 45 implantes de 6,0 de Ø por 5,7 mm. Após um ano os índices de sucesso foram de 92,2% para os implantes curtos e de 95,2% para os demais. Os autores concluíram após análises estatísticas que o tamanho do implante não está associado a falhas e que os implantes de 6,0 mm de Ø por 5,7 mm são uma alternativa viável para a reabilitação protética de um elemento unitário.

Das Neves et al. (2006) realizaram ampla revisão da literatura fazendo uma análise longitudinal do uso de implantes curtos. Consultaram trabalhos publicados entre 1980 e 2004. Trinta e três estudos foram selecionados, organizados em tabelas e analisados. Estes incluíram 16344 instalações de implantes com 786 falhas. Os implantes foram avaliados de acordo com o momento em que a falha ocorreu (antes ou depois da instalação das próteses) e quais os fatores de risco implicados nas falhas. Obtiveram como resultados que, o índice total de falhas foi de 4,8%; os implantes de 3,75 mm de Ø x 7 mm tiveram índice de falha de 9,7%, bem maior que os de 3,75 mm de Ø x 10 mm que foi de 6,3%; 54,9% das falhas ocorreram após a conexão protética. Finalmente, 66,7% de todas as falhas foram atribuídas à baixa qualidade óssea, 45,4% à localização do implante (maxila ou mandíbula), 27,2% à sobrecarga oclusal, 24,2% à localização no arco e 15,1% a infecções. Concluíram que a baixa qualidade óssea em caso de implantes curtos contribui de forma relevante para sua falha. Consideraram o uso de implantes curtos como uma alternativa às cirurgias avançadas de enxerto ósseo, uma vez

que estas causam grande morbidez, requerem extensos períodos de tratamento e envolvem altos custos para os pacientes.

Arlin (2006) publicou um trabalho de acompanhamento clínico de 14 anos realizado em clínica particular com a proposta de se avaliar a sobrevida de implantes curtos. E para esse estudo, alguns critérios de exclusão foram estabelecidos como: pacientes diabéticos não controlados ou pacientes com algum tipo de desordem imunológica. Um total de 630 implantes (Straumann) foram instalados em 264 pacientes e foram avaliados de 1994 a 2003, divididos da seguintes forma: 35 com 6mm de comprimento, 141 de 8mm e 454 de 10 a 16mm, e a taxa de sobrevivência em dois anos foi de 94,3%, 99,3% e 97,4%, respectivamente. O autor afirma que ao longo de dois anos os implantes curtos instalados apresentavam o percentual de sobrevida compatível com os longos.

Um trabalho recente realizado por **Chung et al. (2007)** avaliou a perda óssea em reabilitações sobre implantes osseointegrados. Foi realizado um acompanhamento desde 1981 a 2002 onde foram instalados 339 implantes em 69 pacientes. Os implantes foram divididos nas categorias: (1) tipo de superfície; (2) comprimento (curto x longo), (3) diâmetro (regular x largo), (4) queratinização da mucosa, (5) localização (anterior x posterior; maxila x mandíbula), (6) tipo de prótese (removível x fixa) e (7) antagonista. E todos esses fatores foram avaliados anualmente tanto clinicamente como radiograficamente. Implantes curtos, de largo diâmetro reabilitados com próteses fixas e fumantes resultaram em maior perda óssea anual. E o mais interessante é que o comprimento foi o fator considerado de maior relevância na perda óssea.

2.5.2 - Coroas Unitárias X Prótese Parcial Fixa

Weinberg (1993) analisou a biomecânica da distribuição de forças em próteses implanto-suportadas e a considerou qualitativamente diferente da observada em dentes naturais. Nestes, a existência do ligamento periodontal permite micromovimentos ao redor do centro de rotação localizado no terço apical, favorecendo a distribuição das forças ao longo da superfície das raízes. Os implantes osseointegrados não apresentam, por definição, nenhuma movimentação, ficando as forças concentradas na crista do rebordo. Os momentos de força podem ser reduzidos, nos implantes, pela relação oclusal de cúspide com fossa e/ou diminuindo-se a inclinação das vertentes oclusais. O autor afirmou ainda que, ao contrário do que ocorre na dentição natural, a espiantagem de retentores de próteses parciais fixas sobre implantes não favorece efetivamente a distribuição de forças, pois devido à osseointegração, a carga tende a concentrar-se na área de sua aplicação. Entretanto, a deformação elástica dos parafusos de retenção do pilar intermediário e da prótese permite alguma distribuição da carga oclusal aos implantes adjacentes em próteses múltiplas.

English (1993) realizou trabalho onde avaliou nove fatores biomecânicos relacionados com o tipo de implante, tipo de prótese (fixa e removível), enfocando principalmente efeitos oclusais e condições de higienização. Concluiu que além dos benefícios relacionados com os procedimentos laboratoriais, as restaurações individualizadas facilitam a higienização por parte do paciente bem como a redução da transmissão de tensões sobre a restauração e estruturas ósseas durante a flexão mandibular;

Parein et al. (1997) publicaram um estudo retrospectivo sobre a reabilitação com implantes de áreas posteriores de mandíbula. Foram inseridos 392 implantes Brånemark em 152 pacientes parcialmente edentados e confeccionadas 56 coroas unitárias e 168 próteses parciais fixas. Os índices de

sucesso cumulativo foram de 89% e de 81,9%, aos seis anos, para os implantes e as próteses, respectivamente. Até os dez anos de acompanhamento do estudo, não houve decréscimo dos índices. O afrouxamento do parafuso do pilar intermediário foi a mais freqüente complicação em coroas unitárias parafusadas (36,3%), o que ocorreu apenas uma vez (2,9%) em coroas cimentadas. Nas próteses múltiplas, houve uma tendência para maiores complicações em próteses suportadas por apenas dois implantes do que por três ou mais.

Gómez-Roman *et al.* (1997) avaliaram 696 implantes Frialit-2 em 376 pacientes no período de 1990 a 1995. Os implantes apresentaram diferentes diâmetros, comprimentos e foram distribuídos de acordo com indicações na maxila e mandíbula. Implantes unitários foram instalados em 42%, dos quais 22.4% foram instalados após a exodontia dos dentes correspondentes. Análise estatística mostrou índices de 96% de sucesso, e não foi encontrado diferença de sucesso entre coroas unitárias e múltiplas.

Stegaroiu *et al.* (1998) realizaram um estudo com elementos finitos para verificar tensões ao redor do osso sob as seguintes simulações: M1- Três implantes suportados por três coroas entre si, M2- dois implantes recebendo uma prótese com um pântico suspenso e M3- dois implantes suportando um pântico, uma prótese parcial fixa convencional. Os implantes cilíndricos de titânio foram modelados tendo 10 mm de comprimento e 4 mm de diâmetro e 3.5mm para altura do pilar. Foi simulada a aplicação de uma carga estática de 1N sobre o centro da superfície oclusal de cada elemento protético. O pântico suspenso induziu os maiores valores de tensão, enquanto que três coroas conectadas suportadas por três implantes induziram os menores valores de tensão ao redor do osso. Além disso, sobre três pontos de carregamento predominantemente axiais uma prótese fixa suportada por dois implantes desenvolvem tensões ao redor do osso comparáveis a três coroas conectadas e suportadas por três implantes. Forças

vestíbulos linguais onde as três coroas estão conectadas e suportadas por três implantes podem minimizar os efeitos danosos deste tipo de carga.

Becker et al. (2000) estabeleceram normas para a esplintagem de implantes. A união a dentes naturais deve ser evitada, exceção feita a elementos com comprometimento periodontal que necessitem de estabilização. Neste caso, a conexão não deve ser rígida. A esplintagem entre implantes não apresentará nenhum efeito negativo na longevidade dos mesmos quando o assentamento da estrutura for passivo. Deve-se considerar a condição de paralelismo entre os implantes, especialmente para próteses cimentadas. Por fim, os autores sugeriram que se evite a união de mais do que dois a quatro implantes em uma única peça, para reduzir a complexidade e o custo da reabilitação.

Akça e Iplikçioğlu (2001), através do método de elementos finitos, com modelo tridimensional, avaliaram o efeito do posicionamento dos implantes em desalinhamento e da colocação de implantes de maior diâmetro em uma configuração de alinhamento, em região posterior de mandíbula. Sete diferentes próteses parciais fixas suportadas por três implantes foram modeladas de acordo com as duas configurações citadas. Em cinco dos modelos, implantes com diferentes diâmetros (3,75 mm ou 4,1 mm) e comprimentos (8,0 mm ou 10,0 mm), esplintados ou não, foram colocados em linha reta. Nos outros dois modelos, implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento foram dispostos de modo que o implante intermediário estivesse desalinhado para vestibular ou lingual. Uma carga estática de 400N foi aplicada perpendicular à inclinação vestibular das cúspides vestibulares de cada estrutura protética. Menores valores de tensão foram obtidos com a configuração de implantes de maior diâmetro colocados em alinhamento. O mais alto valor de tensão de tração foi obtido na configuração com três coroas não esplintadas. Outras configurações, incluindo a colocação de implantes em desalinhamento, produziram valores de tensão similares entre si.

Guichet et al. (2002) estudaram o efeito da esplintagem e da intensidade do contato interproximal na transferência de tensões em restaurações sobre implante. Foi fabricado um modelo fotoelástico de uma mandíbula posterior, no qual foram inclusos três implantes de 3,75 mm de diâmetro com 10,0 mm de comprimento nas posições do primeiro e segundo pré-molares e primeiro molar. O canino natural estava com a presença simulada. Para as restaurações não unidas, cimentadas sobre abutments de preparação, cinco situações de intensidade dos contatos proximais foram avaliadas: aberto, ideal (lâmina de 8 μm puxada sem rasgar), leve (ideal mais 10 μm), médio (ideal mais 50 μm) e pesado (ideal mais 90 μm). Para as restaurações esplintadas, cinco próteses parciais fixas foram fabricadas e cimentadas sobre os mesmos abutments. Analisando a distribuição de tensões na presença ou ausência de carregamento, concluíram que houve aumento de tensão entre os implantes quanto mais apertados estavam os contatos proximais das restaurações isoladas, evidenciando condições de não passividade. Além disso, sob incidência de carga, as tensões apresentaram maior concentração ao redor do implante no qual a carga incidia. As próteses esplintadas, por sua vez, distribuíram as tensões mais uniformemente entre os implantes sob carregamento.

Degidi et al. (2002) realizaram uma análise histomorfométrica dos tecidos periimplantares de um implante TiUnite (Nobel Biocare) instalado na maxila e carregado imediatamente através de uma prótese provisória. Foram instalados 11 implantes em um paciente de 60 anos de idade. Após a cirurgia foi instalada uma prótese provisória, que compeliu os implantes a serem carregados imediatamente e que permaneceu por 6 meses. Após este período de carregamento, um implante localizado na região posterior da maxila foi removido e preparado para avaliação histomorfométrica da porcentagem osso-implante realizada em microscópio óptico e transportada para o computador. As imagens foram analisadas utilizando um software KS 300. Os dados histológicos do estudo confirmam que o

“carregamento imediato por si só não impede a osseointegração” e que a distribuição do stress através da interface osso-implante não interferiu na reparação óssea. Os autores relataram que provavelmente a ferulização dos implantes diminuiu o efeito da micromovimentação, o que gerou uma maior tolerância ao seu efeito deletério. A taxa de contato osso-implante observada foi de 60%, provavelmente por causa da localização e da qualidade óssea do implante que foi analisado, embora a condição clínica antes da remoção fosse de completamente osseointegrado.

A proposta de **Wang et al. (2002)** foi avaliar os efeitos de alguns materiais restauradores, em coroas protéticas esplintadas ou não, na distribuição de tensões sob carga estática. Em um modelo tridimensional de elementos finitos, os autores simularam duas restaurações de resina, ouro ou porcelana sobre dois implantes adjacentes. As diferenças nas tensões periimplantares não foram significativas no modelo com coroas não unidas, tanto sob carga vertical quanto horizontal. Já com a esplintagem das coroas, houve importante redução das tensões, sob carga horizontal, com os três materiais restauradores, enquanto sob carga vertical, apesar da distribuição da carga pelos dois implantes, observou-se pequeno aumento nas tensões máximas.

2.5.3- Conexões Externas X Conexões Internas

Craig e Peyton (1965, apud El-Ebrashi et al., 1970) realizaram o primeiro estudo de medição de tensões em próteses parciais fixas (PPF). **El-Ebrashi et al. (1970)** analisaram as tensões nos vários componentes de PPF, utilizando a fotoelasticidade, e observaram que áreas alternadas de tração e compressão são evidenciadas quando simulados vários pontos de aplicação de carga. Concluíram

que as regiões mais exigidas da estrutura são as conexões, que exibiram alta concentração de tensões.

Segundo **Rangert et al. (1989)**, em um implante de hexágono externo, o parafuso de ouro que retém a prótese seria a primeira peça a falhar no sistema, por causa da flexão. Neste estudo todas as situações analisadas, a cortical óssea apresentou a maior concentração de tensões, e as tensões que ocorreram no lado mesial e no distal do pescoço do implante foram maiores do que aquelas que ocorreram no lado vestibular e lingual da mesma região. Notaram uma diminuição nos picos de tensões existentes no osso que envolve o pescoço do implante quando este também estava travado apicalmente na cortical óssea. Sob a ação de cargas axiais, as roscas externas diminuíram a tensão de cisalhamento presente na interface ossoimplante. Concluíram ainda que cargas oblíquas promoveram aumento no pico de tensões.

Laney et al. (1994) realizaram trabalho longitudinal clínico no qual avaliaram 92 pacientes reabilitados por meio de coroas unitárias sobre implantes durante três anos. Eles obtiveram um índice de sucesso de 97,2% de sucesso no primeiro ano de acompanhamento, e o principal motivo de insucesso foi exatamente a perda do parafuso protético. Desta forma eles substituíram todos os parafusos de titânio perdidos por parafusos de ouro, o que levou a um índice de sucesso de 100% nos anos subseqüentes.

Balfour e O'Brien (1995) promoveram um estudo comparativo entre diferentes implantes e seus abutments para unitários, portanto contendo algum dispositivo anti-rotacional. A comparação foi entre implantes de octágono interno, hexágono externo e outro com hexágono interno. O implante com octágono interno apresentou-se como o mais vulnerável a cargas laterais ou fora de seu longo eixo. Os de hexágono externo mostraram-se deformáveis às cargas laterais. Concluíram que, os implantes com hexágono interno apresentaram o maior grau

de estabilidade para as reabilitações unitárias, atribuída ao maior comprimento do abutment na região da conexão, e pelo fato de apresentar um grau de divergência das paredes internas.

Henry *et al.* (1996) acompanharam 107 implantes unitários instalados em 92 pacientes durante cinco anos. Um total de 3 implantes falharam (2,8%) e 17 foram excluídos da pesquisa devido a ausência nas consultas de retorno, ou por fugirem do protocolo exigido pelos pesquisadores. Portanto, 86 implantes foi o número de implantes realmente avaliados, com um índice de sucesso de 96,6% (71 implantes) na maxila e 100% (15 implantes) na mandíbula. Foi relatada pelos autores que uma das complicações mais freqüentes foi perda de parafusos protéticos, mas afirmaram que, independente disso, implantes de hexágono externo podem ser utilizados de forma segura em reabilitações unitárias.

Abrahamsson *et al.* (1996) realizaram um estudo comparativo de tecidos periimplantares de cães com três sistemas de implantes de diferentes tipos de conexão. Publicações anteriores indicariam que acúmulo de placa no intermediário resultaria em um infiltrado inflamatório responsável pela perda óssea, assim, implantes de cirurgia única, sem necessidade de reabertura (por exemplo, o sistema ITI) não apresentariam este problema, pois a interface implante/intermediário estaria localizada acima da crista óssea. Foram instalados implantes Astra (8 x 3,5 mm), Brånemark (7 x 3,75 mm) e ITI (8 x 4 mm) em cinco cachorros da raça Beagle. Em cada quadrante mandibular foi fixado um implante de cada marca, totalizando seis fixações por animal. As fixações Brånemark e Astra tinham a altura da crista óssea localizada na margem do implante no momento da cirurgia, como indicado pelos fabricantes, e os implantes ITI na borda entre as superfícies 'plasma spray titânio' e maquinada. Os implantes ITI não necessitavam de cirurgia de segundo estágio para instalação dos cicatrizadores, então esse procedimento foi realizado apenas nos outros sistemas. Foram aguardados seis meses com controle de placa. Lâminas histológicas foram

preparadas e análises histométricas e histomorfológicas realizadas. A quantidade e a densidade do tecido ósseo encontrado na região periimplantar não era significativamente diferente. Concluiu-se que corretas instalações dos implantes levam a condições iguais de osseointegração e a geometria do implante pareceu ter uma importância limitada.

Norton (1997) buscou testar as junções do implante com o intermediário e deste com a prótese em dois diferentes sistemas: Astra Tech (Astra Tech, Mölndal, Suécia) e Brånemark (Nobel Biocare, Gotemburgo, Suécia). A conexão do sistema Astra Tech é cônica interna com ângulos de onze graus, tanto do pilar com o implante, quanto com dele com a prótese. Foi realizada análise de forças cíclicas sobre três pontos para comparar as duas interfaces de cada junção. Eram aplicados os carregamentos em máquina de ensaio até uma deformação de 0,3mm o conjunto, que quando atingida o valor da carga era anotado. O teste foi dividido em duas partes: primeiro era avaliado a junção pilar/implante e depois a pilar/prótese. Nas duas situações foram encontrados melhores resultados para a junção cônica, nesta se fazia necessário maior valor de força para deformar o sistema. Comenta-se, neste artigo, que as porções cônicas destas conexões internas seriam capazes de, diferente dos hexágonos externos, absorver vibrações e cargas funcionais, atuando como um amortecedor contra cargas e micromovimentos que seriam transferidos para o resto do conjunto. Tal absorção de cargas pela junção cônica, sem deformação detectável, diminuiria uma indesejável transferência de forças para a interface osso/implante, que resultaria em possível reabsorção óssea e até perda da fixação. Um importante aspecto a ser considerando no momento do planejamento é o tipo, a localização, o número, bem como a angulação dos implantes.

Scheller et al. (1998) avaliaram 99 implantes unitários, onde 97 foram reabilitados com coroas cimentadas e apenas 2 com coroas parafusadas. Eles avaliaram 77 radiograficamente por um ano, 57 implantes até três anos e 47 por

um período de 5 anos de acompanhamento. Os resultados mostraram um índice de 95,9% e 91,1% de sucesso para implantes e coroas, respectivamente. Uma das principais complicações foi falha nos parafusos protéticos, mas afirmaram que esse fato foi contornado pela substituição dos parafuso de titânio por parafusos de ouro.

Norton (1998) relatou o uso de 33 implantes Astra, oito destes estavam em função há seis meses, nove em um a dois anos, seis em dois a três anos, seis em três a quatro anos e quatro implantes com mais de quatro anos em função. A taxa de perda óssea acumulada na mesial e distal foi de 0,42mm e 0,40mm para um e dois anos, 0,54mm e 0,43mm para dois e três anos, 0,51mm e 0,24mm para três e quatro anos e 0,62mm e 0,60mm para implantes que tenham mais de quatro anos. Esses implantes possuíam colar cônico e o autor acredita que a micro e macroestrutura de superfície desta peça foi responsável pela manutenção do osso marginal. Dentro das características positivas desse desenho foi citada uma possível melhor distribuição de tensão graças a essa forma de pescoço de implante.

Moberg et al. (1999) realizaram estudo longitudinal clínico de 1992 a 1997 e observaram índice de 96,7% de sucesso em implantes ITI reabilitados por meio de coroas cimentadas. Os autores afirmaram que a utilização de conexões internas transfere menos tensão aos implantes quando submetidos a cargas oclusais, principalmente em próteses unitárias.

Outro trabalho utilizando o mesmo sistema de implantes foi o de **Levine et al. (1999)** que acompanharam 174 implantes unitários instalados em 129 pacientes de clínicas particulares dos Estados Unidos, divididos da seguinte forma: 22 implantes na região anterior e 135 (86%) na região posterior. Após um período de aproximadamente dois anos de acompanhamento, índices de 95,5%

de sucesso foram observados, sendo que 22,2% dos casos foram observados falhas em parafusos.

Comparando dois sistemas– Astra e Brånemark - **Van Steenberghe et al. (2000)** conduziram estudo em que foram tratados pacientes classe I de Kennedy com 50 implantes Astra com superfície tratada (28 na maxila e 22 na mandíbula) e com 43 implantes Brånemark de superfície maquinada (23 na maxila e 20 na mandíbula). O estudo foi conduzido por dois anos de observação. Não foi observada diferença estatisticamente significativa de presença de placa ou de perda óssea durante os dois anos. Foi notada diferença significativa na localização do nível ósseo marginal em relação ao ombro do implante no momento da instalação do pilar e dois anos depois, com melhores resultados do sistema Astra. Os autores acreditam que ocorreu esta diferença devido à superfície de tratamento existente em um sistema, favorecendo a manutenção de tecido ósseo marginal. Os autores sugerem acompanhamentos de maior tempo para conclusões definitivas sobre o assunto.

Após vasta revisão da literatura sobre a evolução dos implantes osseointegrados, **Binon (2000)** definiu como fatores responsáveis pela mudança evolutiva dos sistemas os seguintes aspectos: desejo de se obter uma técnica cirúrgica simples, aumento do emprego de implantes em regiões pobres em osso, necessidade de reabilitações imediatas, adequação da distribuição das tensões sofridas pelos componentes dos sistemas, melhorias na estabilidade inicial dos implantes e diferenciações de acordo com as exigências mercadológicas. O autor avaliou minuciosamente vários aspectos na evolução dos implantes, atuais condições de superioridade clínica entre eles e prováveis tendências futuras. Dentre os principais assuntos abordados está o hexágono dos implantes que se conecta com seu respectivo abutment. Demonstrou que a maioria dos autores relatou superiores porcentagens de afrouxamento dos parafusos de fixação dos pilares intermediários no caso dos implantes com hexágono externo. Sugeriu

aumento das dimensões destes hexágonos ou indicação dos hexágonos internos, que apresentaram maior longevidade clínica.

Uma comparação entre duas diferentes conexões dos implantes foi realizada pelo método do elemento finito tridimensional, por **Merz et al. (2000)**. Compararam a junta do tipo topo com uma conexão em cone-morse de 8 graus de expulsividade das paredes. Seus achados foram comparados com os dados da literatura, e indicaram que a superioridade das conexões cônicas dos abutments, foi explicada pela maior estabilidade destes por maiores períodos de tempo nas aplicações clínicas.

Em 2004, **Astrand et al.** relatam acompanhamento longitudinal de cinco anos de tratamento com uso de implantes do sistema Brånemark e Astra. Cento e oitenta e quatro implantes Astra Tech, superfície tratada, foram inseridos em maxila (104 implantes) e mandíbula (80 implantes) e 187 implantes Brånemark tipo Mark II, superfície maquinada, fixados em maxila (107 implantes) e mandíbula (80 implantes). As dimensões dos implantes para os dois sistemas utilizados eram similares e todos os tratamentos protéticos eram de arcos completos. Foi observada maior perda óssea entre a cirurgia de fixação e a instalação da prótese e o fenômeno se apresentou menor após a instalação da prótese e nos anos seguintes de observação. Para os implantes Brånemark este acontecimento foi significativamente maior, enquanto que mudanças de tecido duro periimplantar para os implantes Astra foram maiores após a instalação do intermediário. Não foi encontrada nenhuma diferença estatisticamente significativa entre a altura óssea e o ponto de referência de cada implante dos dois sistemas nas análises de um, três e cinco anos de uso. Apesar das margens ósseas serem significativamente iguais de uma maneira geral, os valores de altura óssea do sistema Astra foram ligeiramente maiores devidos aos valores no momento da cirurgia, pois a média de

perda também foi similar. Desta maneira, os autores sugerem que alterações na superfície e forma no pescoço do implante não parecem apresentar diferença em relação à reabsorção óssea.

Khraisat et al. (2002) estudaram o efeito do desenho da conexão dos pilares protéticos Ceraone e Solid em relação à resistência à fadiga e o modo de fratura, e para isso foram utilizados quatorze implantes unitários sendo que a metade de sextavado externo (Branemark) e metade de conicidade interna de 8 graus (ITI). Um aparelho de teste semelhante à realização de um braço de alavanca e construído especificamente para este estudo utilizou uma carga cíclica de 0 e 100 N e que foram aplicadas perpendicularmente à superfície plana (parede axial) a uma distância de 11,5mm da superfície do bloco, portanto sendo considerado como braço de alavanca. O momento de torção foi, portanto de 1150 Ncm. Para simular seis anos de função foi definida uma quantidade média de 75 ciclos por minuto que simulou a frequência de mastigação. O efeito do desenho da união protética mostrou que o sistema de conicidade interna obteve resultados superiores em relação à resistência à fadiga e o modo de fratura. A dissipação das tensões neste tipo de conexão pode ser a razão para maior resistência nas repetitivas cargas laterais.

Hungaro (2002) realizou uma análise em elemento finito bidimensional da distribuição das tensões em dois sistemas de implantes, um cilíndrico, rosqueável com hexágono externo (Nobel Biocare), e outro cônico escalonado com hexágono interno (Friadent), submetendo-os a uma carga vertical de 100 N aplicada em dois pontos de 50 N sobre a cúspide vestibular. Os resultados mostraram que a concentração das tensões foi maior para o sistema de hexágono externo, localizadas no pescoço do parafuso de titânio que prendeu o pilar intermediário e no pescoço do parafuso de ouro que fixa a coroa protética. As tensões no sistema de hexágono interno foram menores; e em relação ao osso, a distribuição das tensões foi similar para os dois sistemas.

Com auxílio da análise de elementos finitos tridimensionais **Alkan et al. (2004)** puderam analisar a influência das forças oclusais na distribuição das tensões nos parafuso com aperto em 3 sistemas de implantes: a) modelo 1; com sextavado externo e pilar protético parafusado, b) modelo 2; cone Morse de 8 graus e pilar protético cimentado e c) modelo 3; cone Morse de 8 graus associado a octógono interno e pilar retido por parafuso. A condição de aperto inicial foi obtida pelo uso da análise de contato nos modelos de elementos finitos. Para este propósito as superfícies de contato foram determinadas entre o pilar e a prótese, tendo uma distância de 0,0005mm. O aperto inicial foi desenvolvido dentro do parafuso pela colocação de uma carga térmica no pescoço da cabeça do parafuso. Verificou-se que o máximo de tensão ficou concentrada na conexão entre o pescoço e a primeira rosca do pilar protético. Após simulação de cargas horizontais as tensões aumentaram tanto no pilar como no parafuso. Para as cargas verticais e oblíquas diminuíram para hexágono e para cone Morse com octógono interno.

Kitagawa et al. (2005) investigaram a influência do tipo de união do implante com o pilar protético por meio da análise de elementos finitos. A simulação do estudo foi com dois sistemas de implantes: um com união cônica e outro com união hexagonal externa. Foram realizadas a simulação com as metades de cada implante com 13mm de comprimento e 3,75mm de diâmetro para hexágono externo e 14mm e 3,5mm respectivamente para união cônica. Foi assumida uma situação onde ocorria à substituição de um dente na região de molar inferior. O modelo de união de hexágono externo mostrou movimentos de rotação, ao passo que o modelo de união cônica não evidenciou movimentos de rotação. Concluiu-se que este estudo claramente demonstrou diferenças de rotação entre os dois tipos de conexão.

Piermatti et al. (2006) realizaram estudo *in vitro* para avaliar a influência da conexão no afrouxamento de parafusos. Quatro tipos de implantes foram testados: Bio-Lok (hexágono externo), Nobel Biocare (hexágono externo), Zimmer (hexágono interno) e Astra Tech (hexágono interno). Foram confeccionados dez corpos-de-prova, incluindo implante, abutment e coroa individual de um molar, para cada sistema, e sobre cada estrutura foi aplicada carga de 200N com ciclagem de 1×10^6 ciclos. Os parafusos foram torquados de acordo com as recomendações de cada fabricante. O sistema Bio-Lok perdeu 10% do valor de torque inicial, os sistemas Nobel Biocare e Zimmer perderam 50%, enquanto que o sistema Astra Tech não só perdeu todo o torque como soltou todos os parafusos. Baseados nesses resultados os autores concluíram que a conexão interna não influenciou na falha do parafuso, que o que influenciou na verdade, foi o desenho do parafuso.

Drago e O'Connor (2006) realizaram estudo clínico em 45 pacientes desdentados parciais tratados com 83 implantes (Osseotite Certaina). A reabilitação protética foi instalada após oito semanas, e estas foram confeccionadas individualmente. E em seguida, foi realizado acompanhamento de 1, 6, 12, 24 e 36 meses após a instalação da prótese. Durante todo esse período apenas um implante pareceu sem estabilidade enquanto que todos os demais se encontraram osseointegrados em 18 semanas. Eles ressaltaram a eficiência da conexão interna no sucesso das reabilitações.

Maeda et al. (2006) avaliaram a diferença do padrão de tensões geradas em diferentes conexões. Três implantes de 13mm foram instalados sobre matrizes em resina compatível com a estrutura óssea. Extensômetros foram instalados na região do abutment e na região cervical. Foram aplicadas cargas axiais e horizontais de 30N. Os resultados mostraram que os implantes de hexágono externo quando submetidos a cargas verticais apresentavam o mesmo padrão que os de conexões internas. Porém, em cargas horizontais, as conexões externas

apresentavam um aumento de tensão na região cervical, o que não era observado em implantes de conexão interna.

2.6-AVALIAÇÃO MECÂNICA DE IMPLANTES DENTÁRIOS

A análise fotoelástica de tensões foi introduzida na Odontologia, por **Noonan (1949)** que a utilizou para analisar bidimensionalmente as restaurações de amálgama quanto ao tipo de preparo cavitário. A partir deste trabalho, o método fotoelástico recebeu uma atenção maior no campo da Odontologia restauradora.

A técnica é baseada na propriedade ótica que certos materiais plásticos transparentes têm, que quando submetido a um estado de tensão/deformação, apresentam alterações nos índices de refração (ou anisotropia ótica) e conseqüentemente, mudam de cor. (**Dally e Rilley, 1978**). O índice de refração de um material é a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz no mesmo. Em materiais que apresentam propriedades fotoelásticas, mudanças no índice de refração ocorrem na medida em que a tensão é aplicada.

Na implantodontia a metodologia da análise fototoelasticidade foi utilizada pela primeira vez por **Haraldson (1980)**. O autor avaliou a qualidade de franjas a situações como: implantes rosqueados inseridos por completo no material, implantes rosqueados com a simulação de perda óssea vertical, inserido apenas 1/3 de seu comprimento; implantes rosqueados com a inserção de 1/3 de seu comprimento; e implantes sem roscas totalmente inseridos. Foram aplicadas cargas axiais e laterais aos implantes de mesmo valor para as diferentes situações. Foram observadas formas de franjas diferentes quando da presença do

defeito ósseo, maior quantidade de franjas quando o implante foi carregado pela lateral quando estava menos inserido e quando na presença de roscas. Segundo o autor tais acúmulos de tensões poderiam causar perda óssea e, até mesmo, perda de fixação.

Caputo e Standllee (1987) desenvolveram uma técnica para análise fotoelástica que possui algumas vantagens únicas, com, logicamente, algumas limitações. Essa técnica, chamada quasi-tridimensional, utiliza modelos com fidelidade geométrica. A principal diferença entre a técnica tridimensional verdadeira e a quasi-tridimensional está nos meios pelos quais as tensões são observadas e registradas. A técnica quasi-tridimensional não impõe a restrição da distribuição de tensões em um plano, e isso pode ser observado como sendo uma limitação dessa técnica. Contudo, soma-se a vantagem de uma boa fidelidade geométrica e a de ser capaz de aplicar múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades dos modelos. De maneira diferente da técnica bidimensional, não há restrições para planificar as forças e tensões. Além disso, de maneira diferente da técnica tridimensional, o modelo não precisa ser destruído para a obtenção dos dados fotoelásticos. A principal desvantagem dessa técnica está na incapacidade de se obter a verdadeira distribuição de tensões em três dimensões dentro do modelo fotoelástico.

Caputo (1993) descreveu métodos existentes de análise de tensões. O autor subdividiu em duas técnicas: técnicas teóricas (matemáticas e análise de elemento finito) e técnicas experimentais (técnica do esforço padrão ou *strain gauge*, a holografia e a técnica da fotoelasticidade), apresentando as vantagens e desvantagens de cada método. O autor enfatiza as vantagens do método da fotoelasticidade, que inclui a possibilidade de visualização de tensões em estruturas complexas (estruturas orais), bem como da análise de cargas complexas (forças da mastigação), e a observação do campo com um todo, onde

os padrões de tensões podem ser observados através do modelo, facilitando tanto a localização com a magnitude.

Segundo **Gonçalves (2004)**, o fenômeno da fotoelasticidade consiste na produção de faixas coloridas no interior de materiais elásticos e transparentes submetidos a forças externas, quando expostos à passagem de luz polarizada. Essas faixas correspondem a áreas de tensões e deformações ocorridas no material. A grande vantagem do método fotoelástico é a visão conjunta das tensões internas nos corpos que podem ser medidas e fotografadas, sendo que em 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, por ser uma técnica indireta que exige modelos de reprodução fiel ao original, especialmente quando se requer avaliação quantitativa das tensões. Outro fator a considerar é o limite de força externa a ser aplicada, que não pode ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico, podendo alterar os resultados ou promover sua ruptura.

Çehreli et al. (2005) compararam as magnitudes de estresse e tensão na junção conector/implante e no corpo de implantes tipo Brånemark, ITI e Astra Tech, em modelos fotoelásticos unitários, acrescidos de um calibrador de tensões. Foram aplicadas forças de 100 N e 150 N, verticalmente e obliquamente a 20°. As franjas isocromáticas observadas foram semelhantes nos três sistemas, sob ambas as condições de carga. As tensões medidas ao redor dos implantes Brånemark foram menores que nos implantes Astra Tech e ITI, principalmente sob carga vertical. As tensões medidas nos dois últimos sistemas foram semelhantes ($p < 0,05$), porém valores menores foram encontrados ao redor dos implantes Astra Tech.

3.PROPOSIÇÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio de fotoelasticidade, da ferulização e do tipo da conexão de implantes na distribuição de tensões em reabilitações posteriores em mandíbula .

4 - MATERIAIS E MÉTODO

4.1- Obtenção dos Modelos Fotoelásticos

A partir de prototipagem realizada em tomografia de um paciente desdentado posterior, foram confeccionadas quatro hemi-mandíbulas semelhantes. As hemi-mandíbulas foram posicionadas em uma matriz acrílica para facilitar os procedimentos de perfuração e posicionamento dos análogos de pilares de implantes. Com a intenção de indicar a posição mais favorável destes, bem como padronizar o experimento, foi confeccionado guia cirúrgico simulando uma situação clínica. Foram realizadas 3 perfurações em cada hemi-mandíbula para a colocação de análogos para implantes: de hexágono externo (Titamax Ti, Neodent, Curitiba, Brasil) e de cone morse (Titamax CM, Neodent, Curitiba, Brasil), posicionados na região correspondente ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar inferiores por meio de motor elétrico e brocas específicas. Com o intuito de padronizar o posicionamento dos análogos, estes foram conectados a parafusos de componentes de moldagem, em seguida, adaptados em delineador (BioArt, São Carlos, Brasil), para posterior cimentação com resina acrílica ativada quimicamente (Duralay, Reliance, USA) (Figura 1).

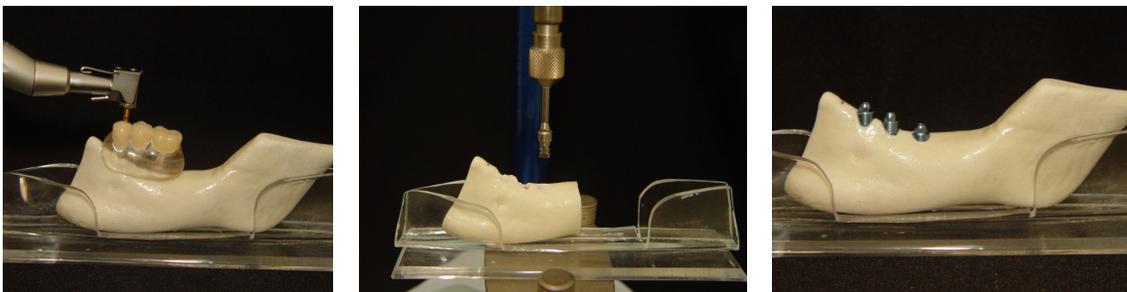


Figura 1A. Perfurações realizadas com guia cirúrgico; B. Posicionamento dos análogos em delineador; C. Análogos de pilares posicionados

De posse das matrizes com as réplicas em posição, foram fixados a estas, componentes quadrados para moldagem de transferência, por meio de parafusos de fixação longos. Para isso, inicialmente os transferentes de moldagem foram unidos com fio dental formando uma malha e em seguida, solidificados com resina acrílica ativada quimicamente (Pattern Resin LS; GC América Inc., EUA), a qual foi aplicada em incrementos sucessivos com pincel. Depois de polimerizada a resina acrílica, o conjunto foi seccionado nas áreas interimplantares, com um disco de aço. Após o seccionamento, eles foram novamente unidos com resina. Este procedimento viabilizou as posições entre si, minimizando ainda mais erros decorrentes da contração da resina acrílica. Vale ressaltar que as hemimandíbulas foram seccionadas na região do ramo posterior para facilitar na etapa seguinte, que foi a moldagem (Figura 2).

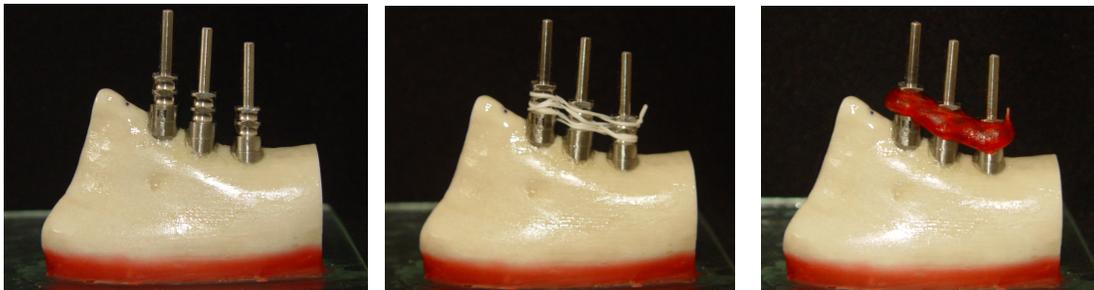


Figura 2A. Posicionamento dos transferentes de moldagem; B. União dos transferentes com fio dental; C. União com resina acrílica após o seccionamento.

Após a fixação dos componentes de moldagem, as matrizes foram posicionadas em um recipiente acrílico sobre uma placa de vidro, para a confecção de novos moldes com silicone de duplicação (Silicone Master, Talladium). Concluído o prazo de cura de 24 horas, foram liberados os parafusos de fixação dos componentes, sendo removido a matrizes (Figura 3).



Figura 3A e B. Preenchimento do recipiente com silicone de duplicação; C. Molde após o prazo de cura e remoção da matriz.

4.2- Confeção dos Modelos em Resina Fotoelástica

A partir de moldes de silicone foram confeccionados os modelos definitivos em resina fotoelástica. Assim, os pilares foram fixados sobre implantes com auxílio de um torquímetro calibrado em 20 N/ cm² (Neodent). Em seguida, os conjuntos implantes/pilares foram cuidadosamente posicionados nos encaixes dos transferentes (Figura 4).

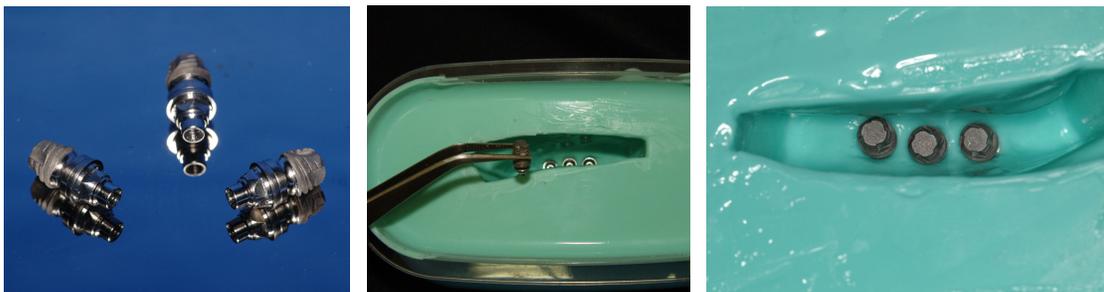


Figura 4A. Pilares conectados aos respectivos implantes; B. Posicionamento do conjunto pilar-implante no transferente de moldagem; C. Após a fixação dos três conjuntos nos transferentes.

4.3- Preparo da Resina Fotoelástica

A resina fotoelástica utilizada neste experimento foi a resina Araldite (Huntsman, São Paulo, Brasil), que possui dois líquidos GY-279 BR, modificado,

com fluido reativo, de baixa até média viscosidade, formulado à base de bisfenol A e um endurecedor HY 2964 à base de amina ciclolinfática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite melhor aplicação e manuseio. A cura ocorre à temperatura ambiente o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico transparente, de alto brilho e sem exsudação.

A quantidade do material necessária deve ser previamente calculada com o tamanho da peça a ser modelada, e a proporção da mistura recomendada é de 100 partes de GY279 para 48 partes de HY 2964. Neste estudo foram necessárias 50g do GY279 BR e 24g do endurecedor HY 2964.

A manipulação foi realizada em um Becker, utilizando uma proveta para dosagem. Foi adicionado o catalisador à resina e com o auxílio de um bastão de vidro, realizados movimentos lentos e circulares com o intuito de evitar a inclusão de ar na mistura, que deveria ser uniforme e sem estrias. Em seguida, a mistura foi levada a uma câmara acrílica hermeticamente fechada acoplada a um manômetro e uma bomba para vácuo, assim, as bolhas de ar incorporadas ao material foram removidas (Figura 5).



Figura 5. Utensílios utilizados para dosagem e manipulação da resina fotoelástica; A. Becker, proveta e bastão de vidro; B. Bomba e câmara para vácuo para remoção de bolhas; C. manômetro.

A mistura da resina fotoelástica foi acondicionada em um Becker, permanecendo no interior da câmara de vácuo no mínimo por 5 minutos sob pressão atmosférica, de zero até 750,0 mm Hg ou 29,5 pol.Hg. Esse procedimento foi repetido três vezes.

De posse do modelo de silicone com os implantes posicionados, foi realizado o vazamento. Em seguida, o molde preenchido foi novamente levado à câmara de vácuo, para eliminação das bolhas de ar. Após o vazamento, o molde foi armazenado em um recipiente fechado para proteger o material contra impurezas em suspensão durante o período de polimerização de 72 horas, recomendado pelo fabricante, e em seguida o modelo fotoelástico foi removido (Figura 6).



Figura 6A e B. Vazamento da resina fotoelástica; C. Modelo fotoelástico confeccionado.

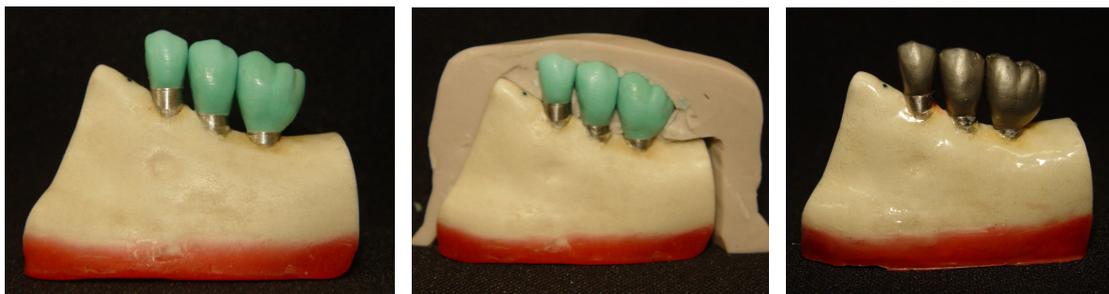
4.4- Confeção das estruturas metálicas

Sobre as hemi-mandíbulas iniciais foram realizados procedimentos de enceramento, inclusão e acabamento das infra-estruturas metálicas. O primeiro grupo (**G1**) foi composto por três coroas ferulizadas sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 7mm (Titamax Ti, Neodent); o segundo grupo (**G2**) composto por três coroas unitárias sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 7mm (Titamax Ti, Neodent); o terceiro grupo (**G3**) foi composto por três coroas

ferulizadas sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 13mm (Titamax Ti, Neodent); o quarto grupo (**G4**) composto por três coroas unitárias sobre implantes hexágono externo de 5,0 Ø x 13mm (Titamax Ti, Neodent); o quinto grupo (**G5**) composto por três coroas ferulizadas sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 7mm (Titamax CM, Neodent); o sexto grupo (**G6**) composto por três coroas unitárias sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 7mm (Titamax CM, Neodent); o sétimo grupo (**G7**) composto por três coroas ferulizadas sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 13mm (Titamax CM, Neodent) e o oitavo grupo (**G8**) composto por três coroas unitárias sobre implantes tipo Cone Morse de 5,0 Ø x 13mm (Titamax CM, Neodent).

Para confecção das estruturas metálicas foi realizado enceramento e posteriormente confeccionada uma matriz em silicone (Zetalabor, Zhermack) para padronizar todas as estruturas, e para isso todos os abutments apresentavam 1,5mm de altura. Para a fundição foi utilizada liga de Ni-Cr-Ti (Tilite, Dentaurum, Pforzheim - Germany), que foram obtidas pelo método da cera perdida, e posteriormente, realizada solda a laser (Desktop Laser – Dentarum Germany) nos grupos que continham estruturas ferulizadas (Figura 7).

Em seguida, todas as estruturas foram submetidas aos procedimentos de desinclusão, acabamento e polimento, de forma convencional, utilizando-se de pedras e borrachas abrasivas.



Figuras 7A. Enceramento das estruturas; B. Matriz em silicone para padronização; C. Estrutura metálica após a fundição.

4.5- Análise da interface componente protético/implante

Após a confecção das estruturas metálicas, estas foram analisadas quanto à adaptação marginal, por meio de microscópio óptico com precisão de 0,5 μ m e aumento de 50x (UHL VMM-100-BT; Renishaw; UK) associado a uma câmera digital com aumento de 120x (KC-512NT; Kodo BR Eletrônica, São Paulo, SP) e a um aparelho para quantificar o espaço vertical entre o cilindro e o abutment (Quadra-Check 200; Metronics Inc., Canada), utilizando-se o protocolo modificado de **Jemt (1991)**, onde se realiza o aperto do parafuso mais mesial e a leitura das demais interfaces, em seguida, o aperto do parafuso mais distal com leitura das demais interfaces. E para isso, foram confeccionadas duas matrizes em silicone para padronizar o posicionamento das hemi-mandíbulas, tanto no sentido vestibular como no sentido lingual (Figura 8).



Figura 8A e B. Matriz em silicone e correto posicionamento vestibular da hemi-mandíbula; C. Análise microscópica da interface das estruturas metálicas.

Em seguida, todas as estruturas foram avaliadas por meio de análise fotoelástica, com o intuito de avaliar se as estruturas apresentavam padrões semelhantes de passividade. E, posteriormente, as estruturas foram submetidas ao carregamento oclusal de 100N.

4.7- Método Fotoelástico

A análise fotoelástica utilizada para este experimento foi a técnica quasi-tridimensional, realizada com o auxílio de um fotoelasticímetro acoplado a uma máquina filmadora digital FD-717 (Sony, Orange, CA, EUA) que permitiu visualizar o desenvolvimento das franjas e registrar as imagens em fotografias digitais. As tensões fotoelásticas foram analisadas e comparadas, desta forma foi possível identificar a magnitude da tensão, bem como registrar a proximidade das franjas umas das outras, para avaliar a concentração de tensão.

4.8- Fotoelasticímetro

A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em determinado modelo. Estas tensões são reveladas com o auxílio de um dispositivo denominado polariscópio. Há dois tipos de polariscópio: o plano e o circular. O polariscópio plano proporciona campo de visão escuro através dos polarizadores de eixo cruzados e claros por meio de eixos paralelos. Portanto, dois tipos de franjas são visualizados neste aparelho: os padrões coloridos que são as franjas isocromáticas e mostram intensidade das tensões, e as linhas escuras, chamadas isoclínicas, sobrepostas às franjas coloridas e relacionadas com a direção da tensão. Para aplicação odontológica, as informações principais requeridas são a localização e a intensidade das concentrações de tensões.

Este aparelho é dotado da parte óptica e da parte mecânica. Na sua parte óptica este aparelho possui uma fonte de luz branca (lâmpada Photoflood-General & Electric– 500W), um filtro polarizador, um difusor e um filtro analisador. Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser

analisado no centro geométrico dos filtros. Como equipamento auxiliar do fotoelasticímetro acoplou-se uma máquina filmadora digital, que permitiu não apenas visualizar as franjas, mas registrá-las por meio de fotografias e vídeos. (Figura 9).

Para melhor visualização dos padrões isocromáticos (franjas coloridas), deve-se eliminar as isoclínicas (franjas escuras), e isso pode ser realizado com uso de filtros. Estes filtros, chamados placas “quarter-wave”, irão cancelar rotações das ondas de luz, o que anula as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de polariscópio circular. Para melhor nitidez das imagens, os modelos são imersos juntamente com o aparelho para aplicação de cargas em um tanque contendo óleo mineral puro, o que possibilita ainda melhor visualização das franjas isoclínicas (escuras).

As cores do espectro visível vão do vermelho com comprimento de onda entre 630 e 700 nm ao violeta com comprimento de onda entre 400 e 450 nm. A luz branca apresenta diferentes comprimentos de onda, que através de filtros pode ser polarizada em diferentes comprimentos, ou seja, em diferentes cores. Utilizando-se a luz branca os efeitos óticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga. A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (**Dally e Rilley, 1978 apud Bernardes, 2004**).

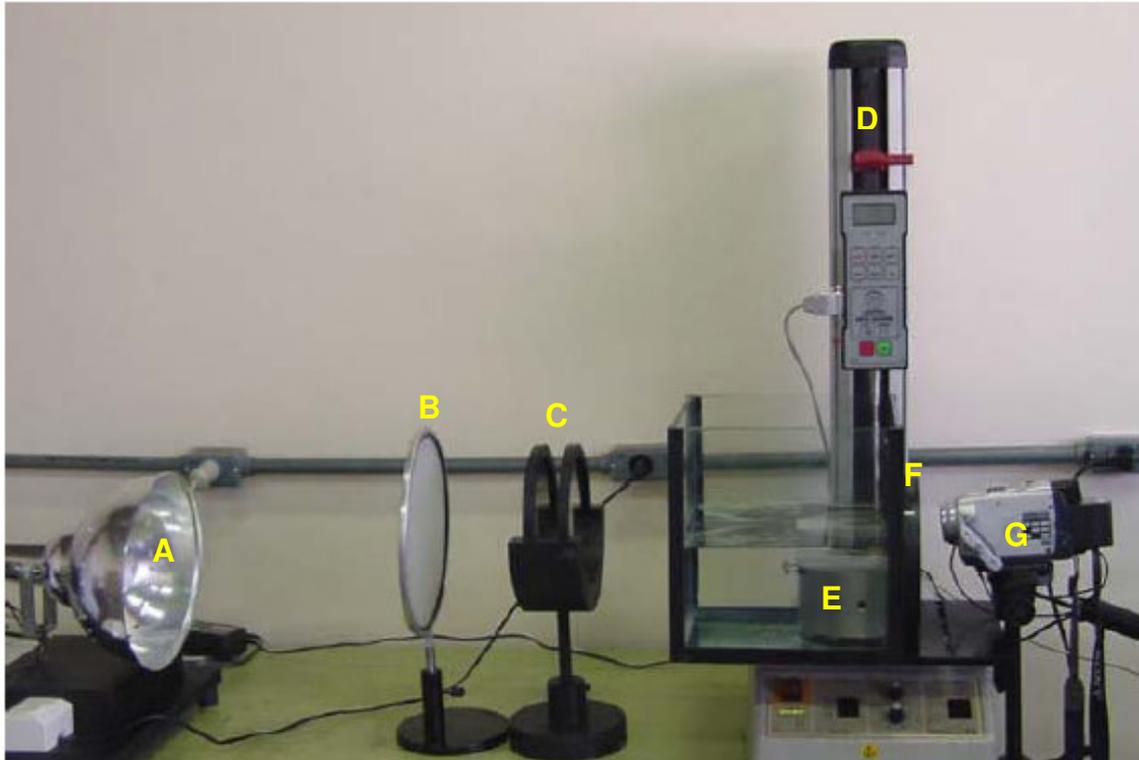


Figura 9 - Polariscópio. A. Refletor de luz Photoflood; B. Difusor de luz; C. Filtro Polarizador; D. Aparelho para aplicação de cargas; E. Base para o posicionamento do modelo fotoelástico; F. Filtro polarizador; G. Máquina filmadora digital.

4.8- Metodologia de Aplicação de Cargas

Para esse experimento foi empregado um dispositivo para aplicação de cargas, que foi construído a partir de um dinamômetro digital acoplado a uma máquina de ensaio universal (Versatest, Mecmesin). Uma ponta metálica adaptada ao dinamômetro foi utilizada para delimitar a região selecionada no modelo fotoelástico a receber cargas.

Um carregamento oclusal de 100N foi aplicado em três pontos individualmente: A (região oclusal do primeiro pré-molar), B (região oclusal do

segundo pré-molar) e C (região oclusal do primeiro molar), correspondendo à saída dos parafusos.

4.9- Forma de Análise dos Resultados

Inicialmente, foi realizado registro fotográfico sem aplicação de cargas para verificar a presença ou não de tensões no interior do modelo fotoelástico. Em seguida, registrada a distribuição após a instalação da peças com carregamento oclusal de 100N nos respectivos pontos (34, 35 e 36) individualmente, e aplicação no sentido vertical. Todos os momentos foram registrados para posterior avaliação do comportamento das tensões de compressão em todas as regiões.

A técnica utilizada neste experimento foi uma das formas mais comuns de se determinar a ordem de franja que é o método **QUALITATIVO** onde se utilizou registros fotográficos das amostras para verificação da ordem de franja (**N**) e da direção de propagação das tensões, conforme **French et al. (1989)**:

- Quanto maior o N maior magnitude de tensões
- Quanto mais próximas as franjas uma das outras maior a concentração de tensões.

Vale ressaltar que todas as imagens foram analisadas pelo mesmo observador, e que este desconhecia a proposta do estudo, para que os dados não fossem influenciados nos resultados.

No caso da luz branca, o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja:

Franja de ordem $N = 0$ (Preta)

Franja de ordem $N = 1$ (Transição Vermelho/Azul)

Franja de ordem $N = 2$ (Transição Vermelho /Verde)

Franja de ordem $N= 3$ (Transição Vermelho /Verde)

OBS: A partir deste ponto todas as franjas de ordens inteiras (N) são determinadas pela Transição: Vermelho/Verde.

Levando em consideração que à medida que o verde aparece há um aumento de 1 franja, para facilitar a contagem neste estudo, a cor verde foi a referência para contagem (Figura 10).

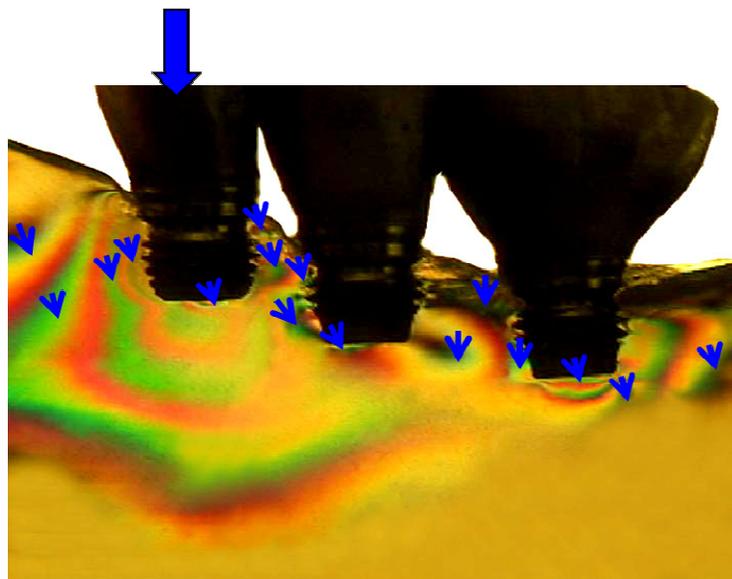


Figura 10 – Colorações observadas em análise fotoelástica por meio de luz branca.

Em seguida, as imagens coletadas foram avaliadas e tratadas com o auxílio do software Adobe Photoshop 7.0 ©, com o intuito de facilitar a visualização, compreensão e interpretação tanto da localização como da intensidade/concentração das tensões distribuídas ao redor dos implantes.

5- RESULTADOS

As variáveis encontradas neste estudo correspondem a três situações distintas com o intuito de avaliar a influência do comprimento, da ferulização e do tipo de conexão e para isso, foram gerados oito grupos. Durante a exposição dos resultados, cada grupo foi referido pela abreviatura G, seguido do número correspondente a cada situação simulada. Da mesma forma que os implantes serão representados por abreviaturas: primeiro pré-molar (34); segundo pré-molar (35) e primeiro molar (36).

5.1- Análise Microscópica das Estruturas Metálicas

A Figura 11 apresenta os valores médios em micrometros da interface componentes protético/implantes, correspondentes às infra-estruturas metálicas G1 a G8, e cada um de seus implantes.

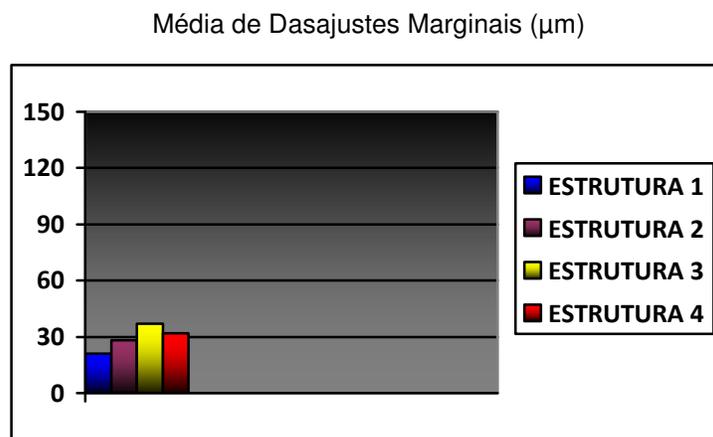


Figura 11. Valores médios de desajustes marginais.

5.2- Análises Fotoelásticas

A seguir serão apresentados os resultados da análise fotoelástica, dispostos da seguinte forma: **Análise Fotoelástica 1** - onde será observada a quantidade de franjas formadas (N) e **Análise Fotoelástica 2** – onde serão observadas a direção e a concentração de tensões. Para isso, serão avaliados os resultados da aplicação de carga vertical em cada implante individualmente para o respectivo grupo. Em seguida os resultados serão demonstrados pela comparação entre os grupos analisando na seqüência: a influência do comprimento, da ferulização e do tipo de conexão dos implantes na distribuição de tensões ao rebordo residual.

Notar:

G1 = Implante Curto + Coroas Ferulizadas + Hexágono Externo

G2 = Implante Curto + Coroas Unitárias + Hexágono Externo

G3 = Implante Longo + Coroas Ferulizadas + Hexágono Externo

G4 = Implante Longo + Coroas Unitárias + Hexágono Externo

G5 = Implante Curto + Coroas Ferulizadas + Cone Morse

G6= Implante Curto + Coroas Unitárias + Cone Morse

G7= Implante Longo + Coroas Ferulizadas + Cone Morse

G8= Implante Longo + Coroas Unitárias + Cone Morse

5.2.1- Análise Fotoelástica 1

Observam-se tensões de intensidade diferente no corpo, no colo e no ápice dos implantes, com áreas mais concentradas na região do corpo e ápice do implante. A quantidade de franjas fotoelásticas (N) encontradas em cada grupo pode ser observada no quadro seguinte e visualizada posteriormente nas Figuras 12 a 19.

Quadro1- Resultados da quantidade de franjas fotoelásticas para cada grupo.

GRUPOS	34	35	36	TOTAL
G1	N=14	N=13	N=13	N=40
G2	N=16	N=14	N=14	N=44
G3	N=11	N=11	N=18	N=40
G4	N=13	N=18	N=13	N=44
G5	N=12	N=13	N=13	N=38
G6	N=13	N=11	N=10	N=40
G7	N=12	N=15	N=10	N=37
G8	-	-	-	-

De acordo com a quantidade de franjas fotoelásticas e conseqüentemente a magnitude das tensões pôde se observar que os valores de tensões encontrados foram maiores para o grupo G2 (N= 44) e G4 (N= 44), e em ordem decrescente no padrão de tensões para os grupos:,G1, G3 e G6 (N= 40) e por fim G5 (N= 38) e G7 (N=37) (Figuras 12 a 19).

Vale ressaltar que o grupo G8 no momento do teste apresentou uma deformação na resina fotoelástica devido a uma aplicação de carga bem superior ao programado (mais de 500N) por um problema na máquina, levando a uma inclinação não favorável do implante, e um acúmulo de tensões no modelo, e por isso, foi excluído da pesquisa (Figura 19).

5.2.1- Análise Fotoelástica 2

Com aplicação de carga vertical de 100 N, de forma geral, o padrão de distribuição de tensões nos implantes, apresentou tensões em todas as regiões:

apical, corpo e pescoço do implante. Porém, com áreas mais concentradas na região do implante onde estava sendo aplicada a carga, exceto para o G4, onde se observa que na aplicação de carga no implante 35 não há formação de tensões, que pode ser justificado pelo ponto de contato favorável à distribuição de tensões aos outros implantes vizinhos (Figuras 12 a 18).

5.2.1.1 - G1: Implante Curto + Coroas Ferulizadas + Hexágono Externo.

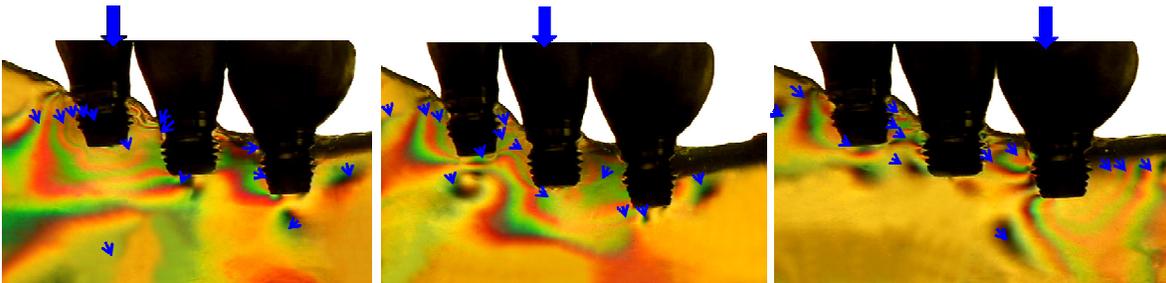


Figura 12 - Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G1, N= 40.

5.2.1.2- G2: Implante Curto + Coroas Unitárias + Hexágono Externo.

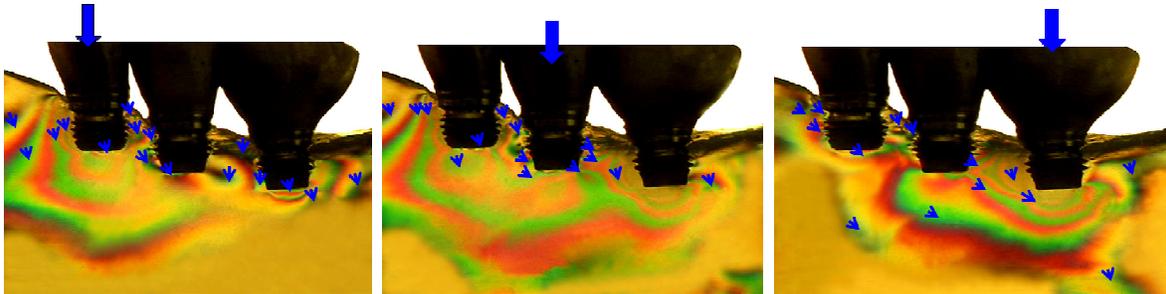


Figura 13- Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G2, N= 44.

5.2.1.3- G3: Implante Longo + Coroas Ferulizadas + Hexágono Externo.

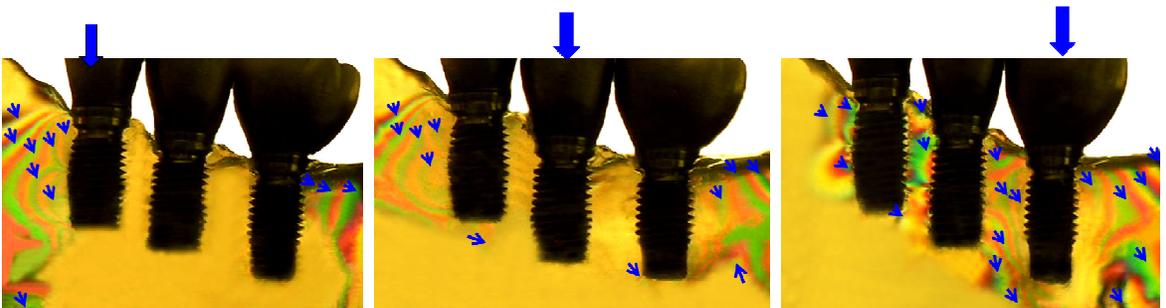


Figura 14- Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G3, N= 40.

5.2.1.4- G4: Implante Longo + Coroas Unitárias + Hexágono Externo.

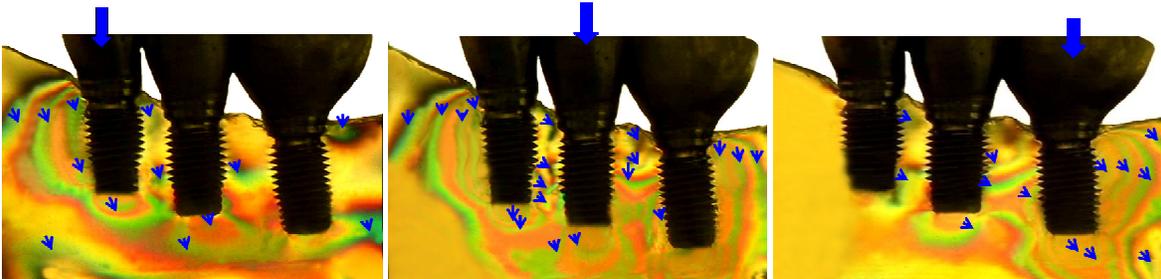


Figura 15- Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G4, N= 44.

5.2.1.5- G5: Implante Curto + Coroas Ferulizadas + Cone Morse.

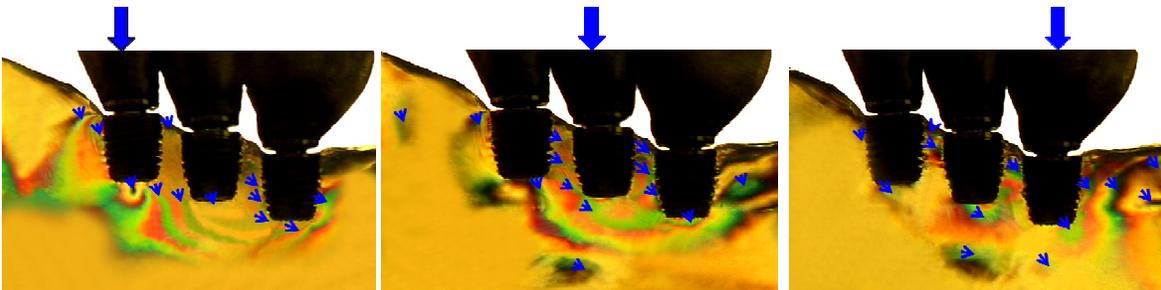


Figura 16- Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G5, N= 38.

5.2.1.6- G6: Implante Curto + Coroas Unitárias + Cone Morse.

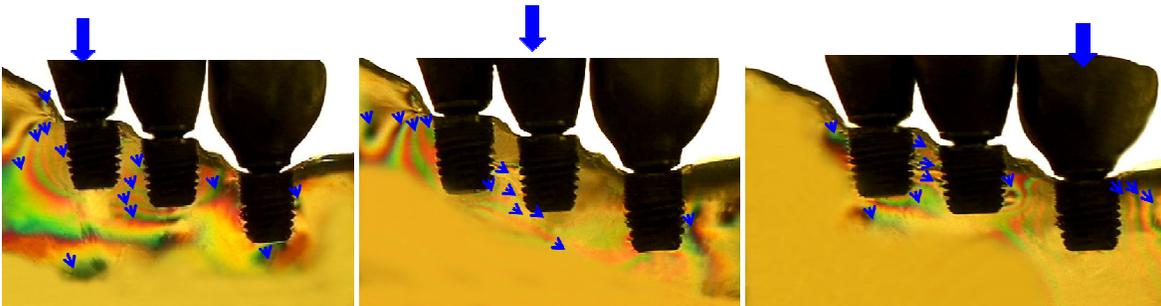


Figura 17- Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G6, N= 40.

5.2.1.7- G7: Implante Longo + Coroas Ferulizadas + Cone Morse.

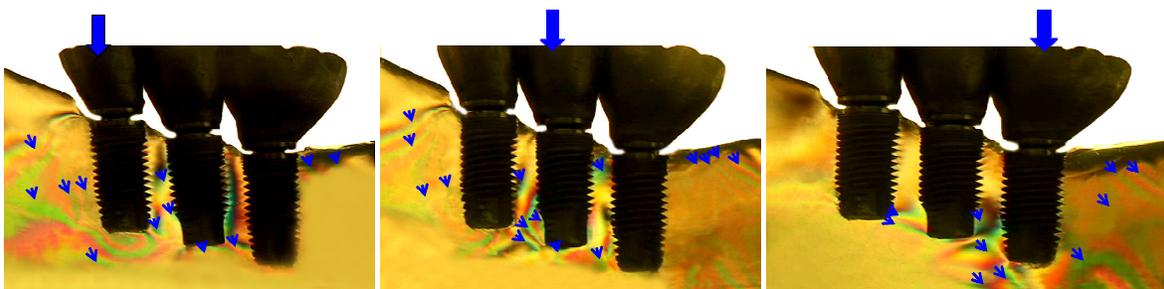


Figura 18- Cálculo da quantidade de franjas fotoelásticas. Para o grupo G7, N= 37.

5.2.1.8- G8: Implante Longo + Coroas Unitárias + Cone Morse.



Figura 19- Registro após a deformação da resina e deslocamento desfavorável do implante.

5.3 – Influência do Comprimento

Mesmo com algumas imagens sugestivas de melhor distribuição de tensões nos grupos de maior comprimento, os resultados da quantidade de franjas fotoelásticas não mostram influência do comprimento na distribuição de tensões, visto que os valores encontrados do número de franjas fotoelásticas para o G1 (N= 40) e G3 (N= 40); G2 (N= 44) e G4 (N= 44) e G5 (N=38) e G7 (N=37) foram semelhantes (Figuras 20 a 22).

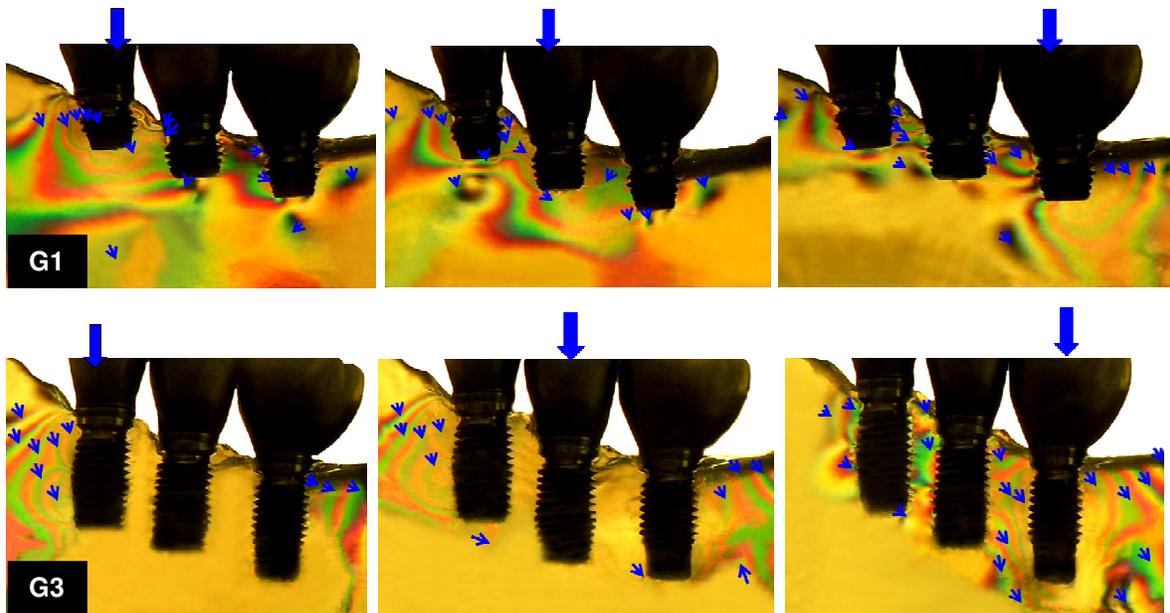


Figura 20- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G1 (N= 40) e G3 (N=40).

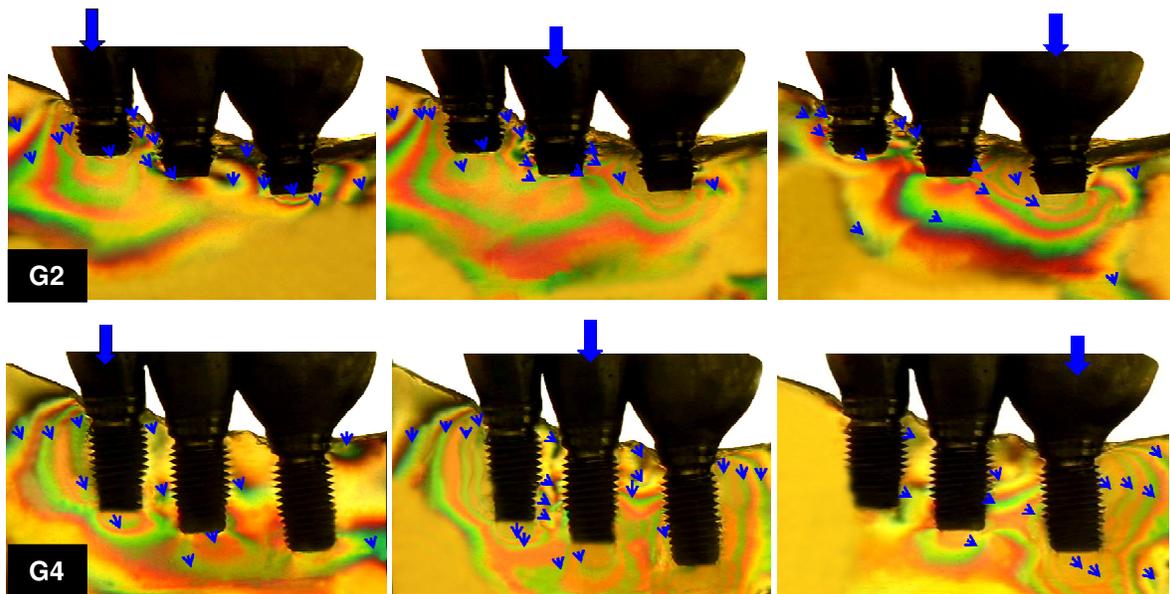


Figura 21- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G2 (N= 44) e G4 (N= 44).

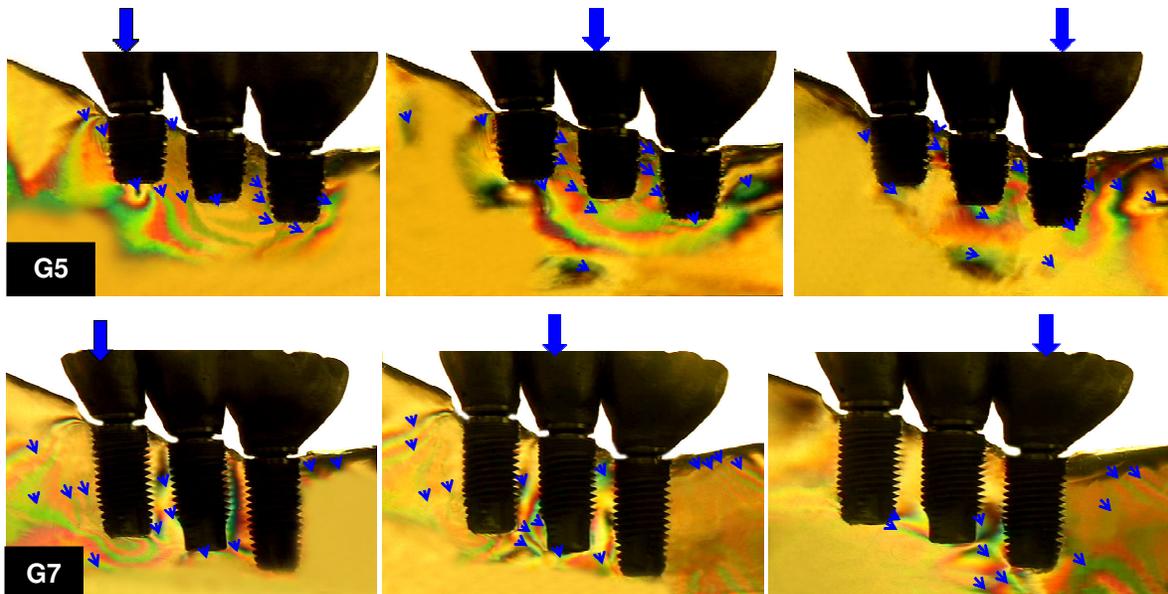


Figura 22- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G5 (N=38) e G7 (N=37).

5.4- Influência da Ferulização

Observam-se tensões de intensidade diferente no corpo, no colo e no ápice dos implantes, com áreas mais concentradas na região do implante onde está sendo aplicada a carga. Observa-se maior concentração de tensões em coroas unitárias em todos os grupos (Figuras 23 a 25).

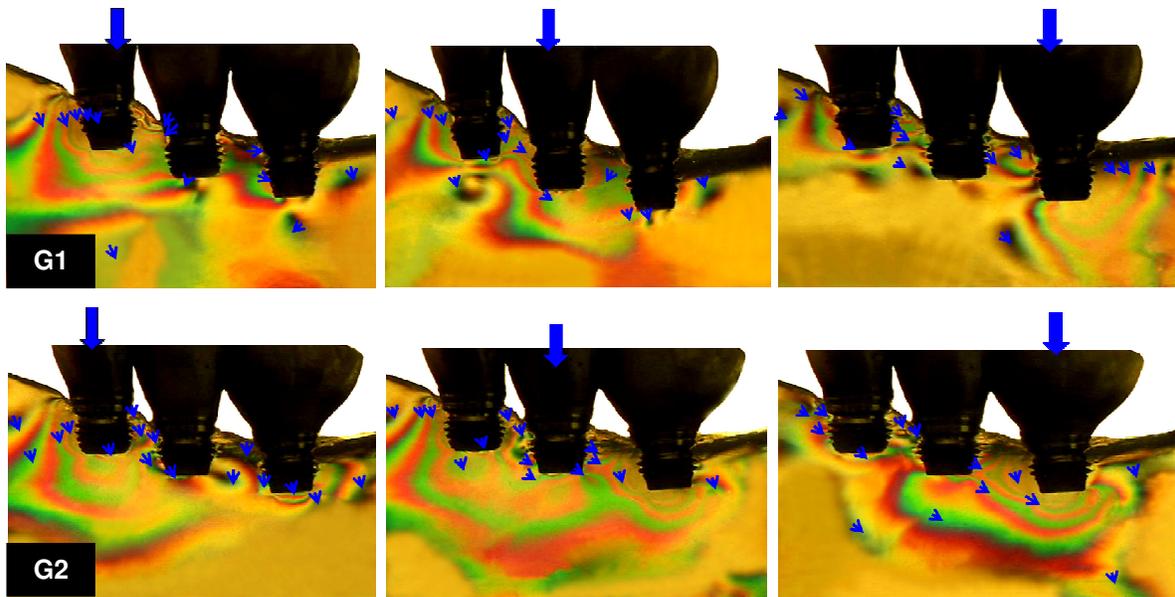


Figura 23- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G1 (N= 40) e G2 (N= 44).

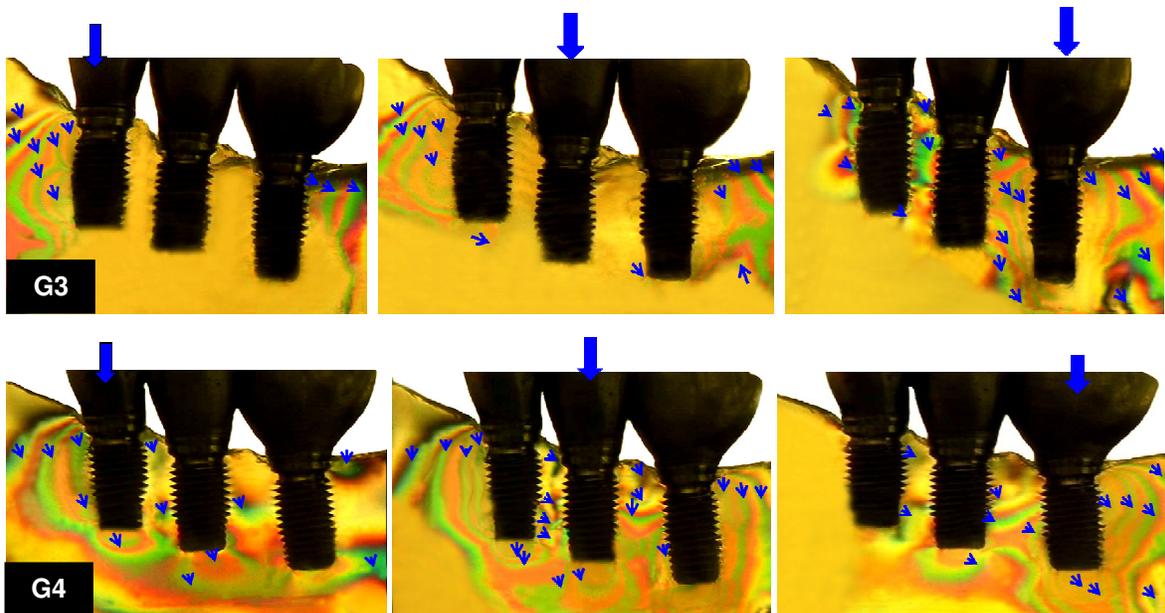


Figura 24- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G3 (N=40) e G4 (N= 44).

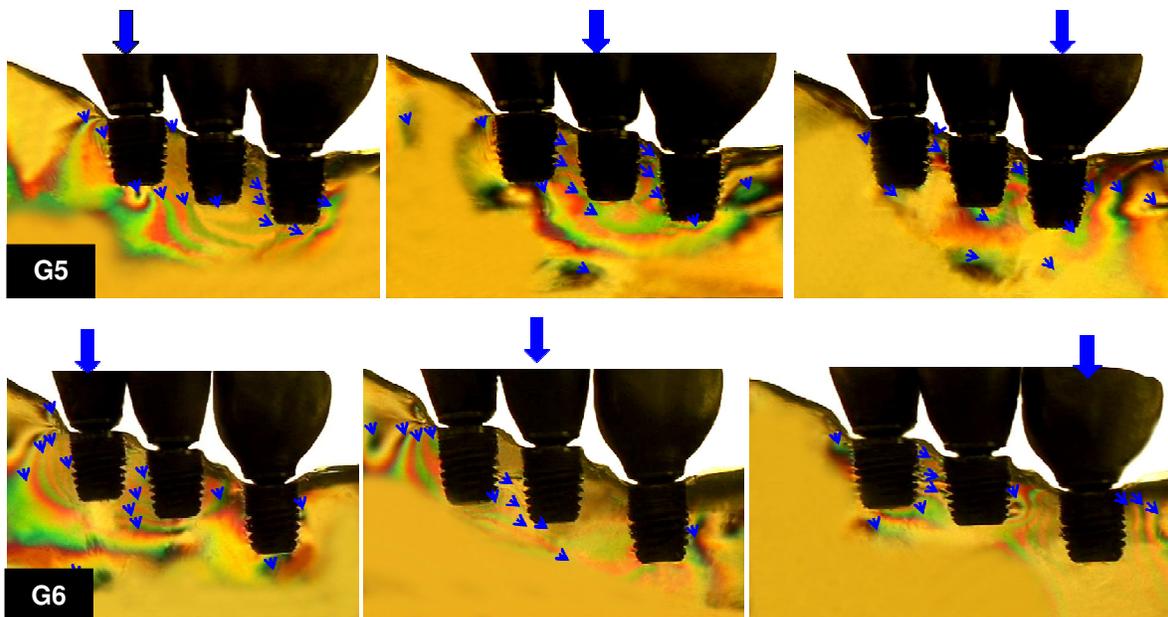


Figura 25- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G5 (N=38) e G6 (N=40).

5.5- Influência do Tipo de Conexão

Da mesma forma que nas análises anteriores, observam-se tensões de intensidade diferente no corpo, no colo e no ápice dos implantes, com áreas mais concentradas na região do implante onde está sendo aplicada a carga. Sendo que para os implantes reabilitados com Cone Morse a concentração de tensão é menor quando comparados com os de hexágonos externos em todas as situações estudadas (Figuras 26 a 28).

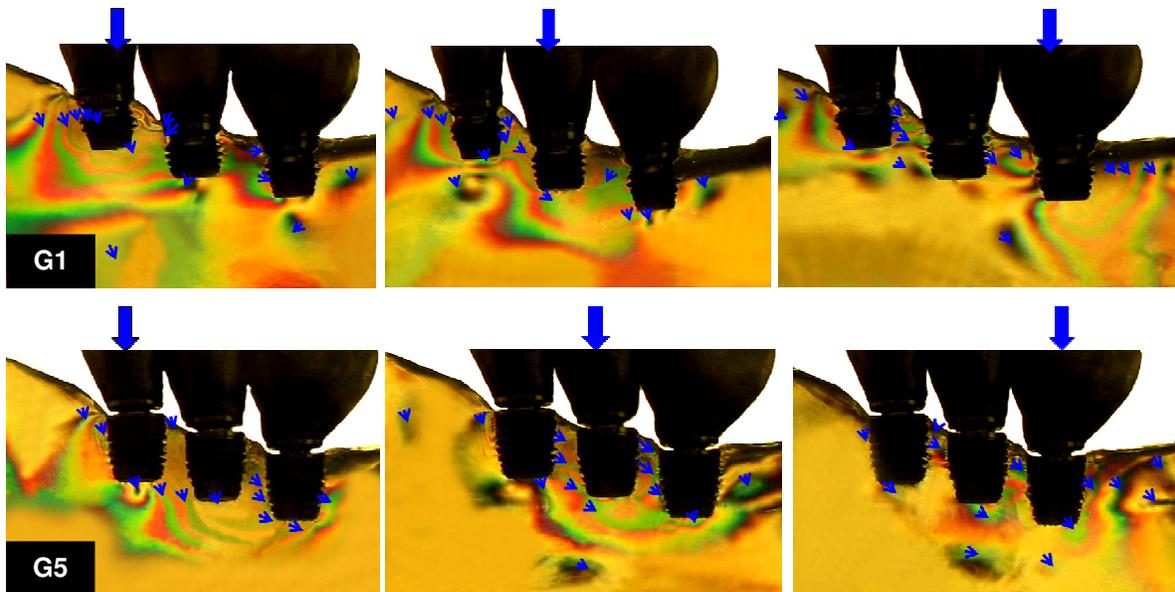


Figura 26- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G1 (N= 40) e G5 (N=38).

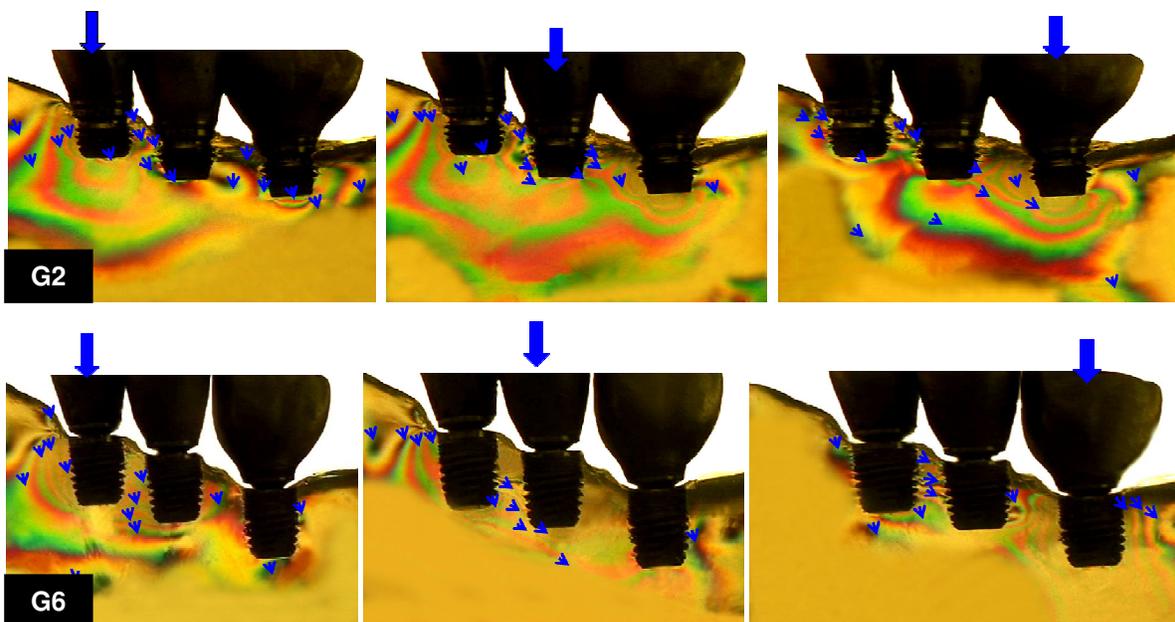


Figura 27- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G2 (N= 44) e G6 (N=40).

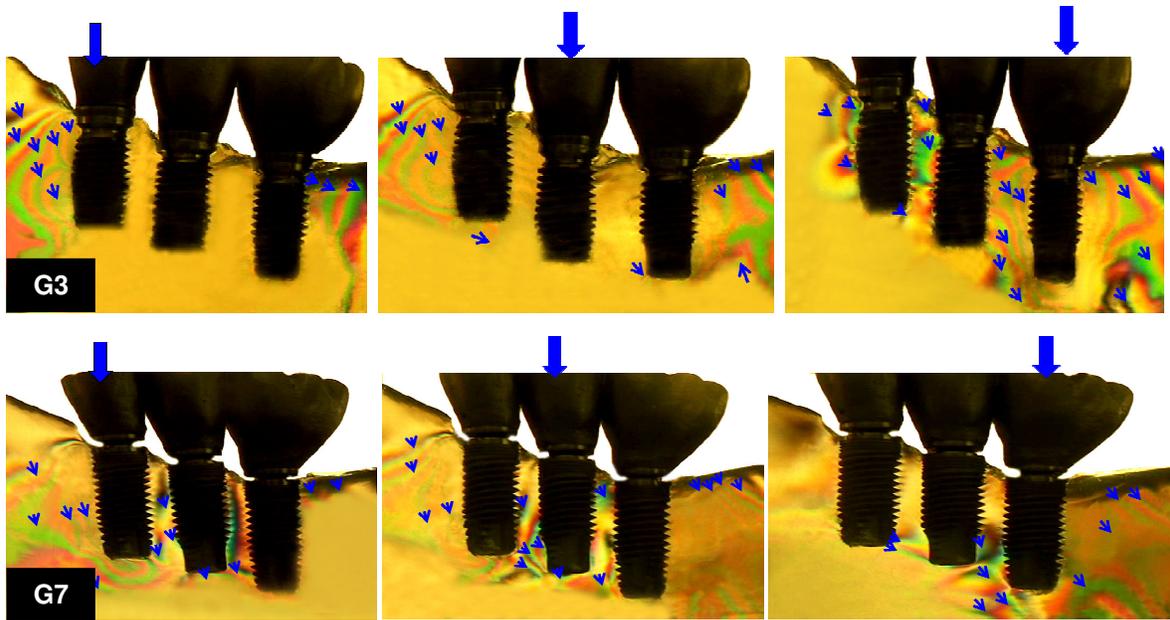


Figura 28- Quantidade de franjas fotoelásticas para os grupos G3 (N=40) e G7 (N=37).

6- DISCUSSÃO

Acredita-se que uma vez que o comportamento dos implantes difere do comportamento dos dentes naturais pela ausência de ligamentos periodontais, não se aplica a eles a regra dos terços estudada na prótese fixa, pois se trata de uma anquilose (**Skalak, 1983**). Portanto, o que passa a valer mais, é o desenho do implante bem como sua área de superfície e a capacidade de distribuir cargas de forma não deletéria ao osso circunjacente. Apesar de algumas pesquisas mostrarem que alguns fatores são considerados mais importantes do que o comprimento do implante como: a condição do suporte ósseo presente (**Priest, 1996; Del Vale et al., 1997; Geng et al., 2001; Attard e Zarb, 2002; Tawil e Younan, 2003; das Neves, 2006**) e o tratamento de superfície, que pode influenciar positivamente nos resultados com implantes curtos (**Priest, 1996; Hagi et al., 2004; Feldman et al., 2004; Deporter et al., 2005**). Talvez tenham sido esses os motivos pelos quais o comportamento biomecânico desses implantes se apresentou de forma semelhante ao dos implantes longos, visto que, a tomografia computadorizada mostrava condições ósseas favoráveis para colocação de implantes, com altura e espessura disponíveis para instalação dos dois tipos de implantes estudados. Como o diâmetro e a superfície foram os mesmos para ambos os grupos, e havia “altura óssea” suficiente para colocação dos dois tipos de implantes (7mm e 13mm), realmente se torna mais considerável que a condição óssea presente tem maior influência na distribuição de tensões do que o comprimento do implante.

Pesquisas clínicas e laboratoriais mostram que o sucesso clínico e longevidade dos implantes são controlados, em grande parte pelo fator biomecânico (**Skalak, 1983; Skalak, 1986; Bränemark e Zarb, 1987; Bidez e Mish, 1992; Brunski e Skalak, 1993; Reikie, 1993; Kregzde, 1993; Davidoff,**

1996; Duyck *et al.*, 1997; Nishimura *et al.*, 1997; McGlumphy, Mendel e Holloway, 1998; Nishimura *et al.*, 1999; Sahin, Çehreli e Yalçin, 2002).

Dentro deste aspecto, notou-se no presente trabalho que o aumento do comprimento do implante parece não comprometer a distribuição de forças na comparação entre os implantes de comprimento menor, resultados que corroboram com os de **Yokohama *et al.* (2004)**. E por esse motivo, pode-se sugerir seu uso com mais segurança, confirmando os achados de vários autores como, **Lum (1991); Teixeira (1997); Ten Bruggenkate (1998); Worthington (1998); Stellingsma (2000); Deporter (2001); Iplikçioğlu e Akça (2002); Griffin (2004); Nedir (2004); Hagi (2004); Feldman (2004); Goene (2005); Gentile (2005); Arlin ML (2006)**. Porém, uma observação bastante pertinente na indicação de implantes curtos é a idade, pois segundo **Reikie (1993)** a média de idade dos pacientes parcialmente edentados é menor que a dos pacientes com edentulismo total tratados tradicionalmente com implantes dentais. Sendo assim, os pacientes mais jovens irão requerer das restaurações o maior tempo de vida útil possível. Apesar de que hoje, com a expectativa de vida aumentando, deve-se levar em consideração muito mais o perfil do paciente (potencial de sobrevida) do que a idade, e sempre questionando a longevidade desses implantes curtos levando em consideração a perda óssea prevista por **Smith e Zarb (1989)** de 1,5mm no primeiro ano e 0,2mm por ano subsequente, pois são valores clinicamente viáveis, com os quais a Implantodontia convive há quarenta anos. Portanto, os implantes de 7mm utilizados nesta pesquisa, se estivessem instalados *in vivo*, teriam no máximo 27,5 anos de sucesso, levando em consideração que estes permaneceriam osseointegrados até o último milímetro, que não é o acontece. Então, no caso de pacientes jovens, é interessante pensar na indicação de alternativas cirúrgicas para possibilitar a colocação de implantes mais longos e conseqüentemente, aumentar a sobrevida do implante.

A geometria da prótese também é considerada na literatura como um dos parâmetros que podem levar à falha do implante **(Rangert e Jemt, 1989; Kim, Jacobson e Nathanson, 1999; Guichet et al., 2000)**, e por esse motivo, foi motivo de análise desta pesquisa, principalmente porque existe um número vasto de modalidades protéticas utilizadas nas reabilitações múltiplas sobre implantes **(Guichet et al., 2002)**.

Um dos fatores mais importantes que deve ser levado em consideração para distribuição de tensões é a adaptação passiva **(Rangert, Jemt e Jörneus, 1989; Duyck et al., 2001)**. Contudo, a adaptação passiva de reabilitações múltiplas é dificilmente alcançada, por isso, alguns autores sugerem a individualização da restauração **(Solnit e Schneider, 1998)**, pois segundo **White (1993)**, ao contrário das estruturas metálicas esplintadas pelos métodos convencionais, as estruturas individualizadas apresentam resultados inferiores em relação à passividade. Acredita-se que esses dados não devem ser levados em consideração visto que atualmente existem diversas técnicas utilizadas para minimizar esses desajustes marginais em estruturas múltiplas como: o seccionamento da estrutura e a soldagem, técnicas especializadas de moldagem, eletroerosão e soldagem a laser **(Guichet et al., 2002)**. E foi exatamente o que se observou nesta pesquisa, que encontrou estruturas metálicas individuais e múltiplas com adaptação marginal compatíveis, e com valores inferiores a 40µm, considerados na literatura como clinicamente aceitáveis **(Jemt, 1995)**.

Autores defendem a utilização de restaurações individuais, e relatam que, além dos benefícios relacionados com os procedimentos laboratoriais, as restaurações individualizadas facilitam a higienização bem como a redução da transmissão de tensões sobre a restauração e estruturas ósseas durante a flexão mandibular **(English, 1993)**, que podem levar a maiores índices de sucesso.**(Parein et al., 1997)**.

A facilidade de higienização e de confecção laboratorial realmente são características favoráveis das estruturas individualizadas, porém com relação ao comportamento biomecânico, essa investigação mostrou que, independente do comprimento e do tipo de conexão utilizados, todas as reabilitações esplintadas apresentaram menores quantidades e concentrações de franjas fotoelásticas, e por isso podem ser consideradas mais favoráveis que as individualizadas. Dados esses corroborados por outros autores que afirmaram que a esplintagem de restaurações unitárias é indicada principalmente devido à melhor distribuição das cargas oclusais (**Skalak, 1983; Akça e Iplikçioğlu, 2001; Degidi et al., 2002; Wang et al., 2002**).

Além disso, outra justificativa para se ferulizar as estruturas metálicas pôde ser observado pela consideração feita por **Becker et al., (2000)**, que afirmaram que a esplintagem entre implantes não apresenta nenhum efeito negativo na longevidade dos mesmos quando o assentamento da estrutura for passivo. Baseado neste trabalho, bem como outros estudos com elemento finito, fotoelasticidade e principalmente, os estudos clínicos longitudinais, têm sido recomendado a esplintagem das restaurações múltiplas sobre implantes por meio de conexão rígida (**Landry et al., 1987; Davidoff, 1996; Stegaroiu et al., 1998; Akça e Iplikçioğlu, 2001; Degidi et al., 2002**).

Esse questionamento em relação à individualização ou à ferulização é constante e controversa, e outro fator que poderia ter levado a concentração maior de tensões em implantes individualizados é o efeito da intensidade do ponto de contato interproximal, que foi bem observado no trabalho de **Guichet et al. (2002)** que analisando a distribuição de tensões na presença ou ausência de carregamento, concluíram que houve aumento de tensão entre os implantes quanto mais apertados estavam os contatos proximais das restaurações isoladas, evidenciando condições de não passividade.

Porém, esse fator pode ser irrelevante nesta pesquisa, pois foi utilizado papel carbono de 8 µm de espessura, considerado no trabalho de **Guichet et al. (2002)** como ideal para distribuição de tensões. Desta forma, os dados obtidos neste trabalho podem ser considerados significantes e que realmente a ferulização influencia de forma positiva na distribuição de tensões aos implantes.

Outro fator responsável pela mudança evolutiva dos sistemas é a adequação da distribuição das tensões sofridas pelos componentes dos sistemas, e dentre os principais assuntos abordados está o hexágono dos implantes que se conecta com seu respectivo abutment. (**Binon, 2000**). Segundo **El-Ebrashi et al. (1970)** as regiões mais exigidas da estrutura são as conexões. Desta forma se torna necessário estudo aprofundado sobre o tipo de conexão mais favorável à distribuição de tensões, e foi esse um dos motivos desse experimento.

Outras afirmações de que as junções exerceriam um papel importante na distribuição de esforços ao redor das fixações podem ser encontradas na literatura (**Binon, 2000; Piermatti et al., 2006**). Trabalhos elaborados por **Norton (1997); Norton (1998); Merz et al. (2000); Hungaro (2002); Khraisat et al. (2002) e Drago e O'Connor (2006)** tiveram como resultados, comportamentos semelhantes aos encontrados na presente análise, pois mostram que as conexões internas distribuem melhor as tensões que as externas. Contudo, os resultados dessa análise foram diferentes dos achados por **Astrand et al. (2004)** que não observaram diferenças, e por **Maeda et al. (2006)** que acharam diferença apenas para cargas oblíquas.

Levando em consideração que a existência do ligamento periodontal permite micromovimentos ao redor do centro de rotação localizado no terço apical, favorecendo a distribuição das forças ao longo da superfície das raízes, e os implantes osseointegrados não apresentam, por definição, nenhuma movimentação existiria, ficando as forças concentradas principalmente na crista do

rebordo como os dados encontrados nos trabalhos de **Weinberg (1993)** e **Alkan et al. (2004)**. Esses dados acima citados são contovérsios, pois a literatura comenta que conexões internas são mais favoráveis à distribuição de tensões na região da crista quando comparadas com as conexões externas. Essa dúvida continua, pois os resultados encontrados nesta pesquisa não mostraram maiores concentrações na região da crista em nenhum dos grupos, nem diferença na distribuição de tensões, nesta área, entre hexágono externo e interno. Vale ressaltar que, apesar das tensões localizadas na região de crista marginal aparentemente serem semelhantes, maior quantidade de franjas fotoelásticas foram encontradas nos grupos com hexágono externo nas regiões de corpo e ápice dos implantes.

O que pode se observar ainda é que alguns autores relatam superiores porcentagens de afrouxamento dos parafusos de fixação dos pilares intermediários no caso dos implantes com hexágono externo, demonstrando claramente diferenças de rotação e estabilidade entre os dois tipos de pilares (**Rangert et al., 1989; Laney et al., 1994; Balfour e O'Brien, 1995; Henry et al., 1996; Scheller et al., 1998; Kitagawa et al., 2005**). Nesse trabalho não foi possível a visualização do afrouxamento devido o tipo de carregamento aplicado, que foi estático, mas possivelmente se fosse realizado ciclagem mecânica, como na maioria dos trabalhos citados acima, provavelmente se visualizaria maior índice de afrouxamento nos casos de implantes unitários de conexões externas, visto que foram os maiores produtores de tensão nos modelos avaliados.

Após essa investigação, se sabe que as maiores concentrações de tensões se encontram em conexões externas quando comparadas com as internas do tipo Cone Morse, o mais difícil agora é saber o quanto o osso humano suporta essas tensões a ponto de levar a reabsorções ósseas, assunto discutido desde a década de 80 por **Rangert e Jemt (1989)**, e ainda sem solução. Por isso, o ideal é sempre associar trabalhos *in vitro* com avaliações longitudinais clínicas.

Além dos trabalhos clínicos longitudinais, deve-se levar em consideração trabalhos realizados em animais, como o estudo de **Abrahamsson et al. (1996)**, que avaliaram a perda óssea no sistema hexagonal externo e o octógono interno (ITI) em cães, e não observaram diferença significativa da perda óssea entre os dois sistemas. No trabalho acima citado, esses resultados podem ser justificados por diversos fatores como: controle minucioso de biofilme bacteriano, e principalmente ausência de carregamento e curto tempo de preservação, que foi de apenas seis meses.

Por meio de análise retrospectiva, pode-se observar que a quantidade (**Davidoff, 1996**) e o alinhamento (**Rangert et al., 1995; Arataki et al., 1998**) dos implantes podem ser considerados como parâmetros clínicos que influencia no insucesso. E apesar de trabalhos como o de **Sato et al. (2002), Itoh et al. (2004)** e **Huang et al. (2006)** mostrarem que a colocação de fixações em compensação nem sempre geram menores valores de tensões quando comparado em linha, a literatura relata que o alinhamento dos implantes dificulta o equilíbrio mecânico, podendo acarretar sobrecarga no osso de suporte (**English, 1993; Arataki et al., 1998**).

Com o intuito de não gerar ainda mais fatores que influenciasses na distribuição de tensões e fugisse do objetivo principal deste trabalho, foram utilizados três implantes (um para cada dente ausente) e a distribuição desses implantes foi de forma geométrica, considerados, pela maioria da literatura estudada, como condições ideais.

Outro detalhe a ser considerado foi preocupação em reproduzir de forma mais real possível, e esse foi o motivo pelo qual se utilizou a tomografia computadorizada para confecção de modelos prototipados e posteriormente confeccionar os modelos fotoelásticos. Desta forma foram desenvolvidos modelos com forma semelhante à conformação óssea na região de pré-molares e molares

inferiores, obtendo resultados que se aproximassem do que ocorre em uma situação clínica.

Pensando ainda na padronização e validação dos resultados é importante se discutir a metodologia de análise mecânica utilizada nesta pesquisa.

Nesta investigação foi empregado o método da fotoelasticidade, cuja aplicação na Odontologia data desde a década de 40, e utilizada na implantodontia a partir da década de 80 com trabalho de **Haraldson (1980)**. A técnica é baseada na propriedade óptica que certos materiais plásticos transparentes têm, que quando submetido a um estado de tensão/deformação, apresentam alterações nos índices de refração (ou anisotropia óptica) e conseqüentemente, mudam de cor (**Dally e Riley, 1978**).

O interessante dessa metodologia é que permite a visualização direta das tensões geradas sobre uma determinada estrutura, estabelecendo dessa forma, uma correlação entre modelo fotoelástico e correspondentes situações das estruturas bucais quando estão sob tensões (**Noonan, 1949; Haraldson, 1980; Caputo, 1993**). Além disso, a visão conjunta das tensões internas nos corpos podem ser medidas, fotografadas e filmadas, sendo que em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos (**Campos Jr et al., 1986; Gonçalves (2004)**).

A técnica fotoelástica também apresenta algumas limitações próprias, por ser uma técnica indireta, exige modelos de reprodução semelhantes, para que possam ser comparados. Outro fator a considerar é o limite de força externa a ser aplicada, que não pode ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico, podendo alterar os resultados ou promover sua ruptura. E foi exatamente por esse motivo que, o grupo 8 (G8) foi excluído da pesquisa.

Uma dificuldade comum em pesquisas odontológicas que fazem uso da fotoelasticidade é a análise dos modelos. Trabalhos revisados esclareceram a inclusão de pequena tensão residual nos modelos (**Haraldson, 1980**). Esse pequeno valor agrega erro no momento da leitura da quantidade de ordens de franjas, porém pode ser compensado no momento da comparação com outros modelos que possivelmente não possuíam esta falha. Porém, no presente trabalho não foi observado, em nenhum dos modelos, efeito de borda nem tensão residual antes da aplicação dos carregamentos, o que leva a maior credibilidade das imagens observadas.

Através da análise fotoelástica, este estudo permitiu avaliar, de forma comparativa, como se distribuem as tensões em implantes curtos e longos suportando coroas esplintadas e individualizadas e reabilitadas por meio de conexões externas e Cone Morse. E para isso foi aplicada carga vertical de 100 N, que foram fixadas pela máquina de ensaios Versatest®, tornando natural que as tensões induzidas aos modelos pelas diferentes reabilitações pudessem ser controladas. Essa carga foi escolhida tendo-se como base outros trabalhos encontrados na literatura (**Çehreli, 2005**).

Sendo uma própria limitação do método fotoelástico utilizado, não foi possível a obtenção de informações quantitativas a respeito da resposta mecânica sobre as tensões nos modelos. Para tal, sugere-se que seja realizada uma análise de elementos finitos ou extensimetria para complementação das informações obtidas por este estudo, quantificando-as.

É importante salientar que mesmo sem a quantificação das tensões, todas as imagens foram avaliadas de duas formas (localização e quantidade de franjas), por um mesmo observador, gerando desta forma, dados seguros e de relevância clínica.

7- CONCLUSÃO

Com base na metodologia aplicada, consideradas suas limitações, e nos resultados obtidos e discutidos, parece lícito concluir que:

- 1) O Comprimento do implante não influenciou na distribuição de tensões em próteses parciais posteriores mandibulares;
- 2) A ferulização dos implantes mostrou menores quantidades de franjas fotoelásticas e menores concentrações de tensões para todas as situações estudadas;
- 3) A conexão do tipo Cone Morse influenciou diretamente na distribuição de tensões quando comparado com conexões externas, especialmente quando da necessidade de se individualizar as restaurações.

REFERÊNCIAS*

1. Abrahamsson, I. *et al.* The peri-implant hard and soft tissue at different implant system. A comparative study in dog. Clin. Oral Impl. Res. 1996;7(3): 212-219.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L. Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1986 Feb;15(1):39-52.
3. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981 Dec;10(6):387-416.
4. Akça K, Iplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2001;16(5):722-30.
5. Albrektsson T *et al.* Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. J Periodontol 1988; 59(5): 287-96.
6. Alkan I, Sertgoz A, Bülent E. Influence of occlusal forces on stress in preload dental implant screws. J Prosthet Dent 2004; 91:319-325.
7. Arataki T, Adachi Y, Kishi M. Two-dimensional finite element analysis of the influence of bridge design on stress distribution in bone tissues surrounding fixtures of osseointegrated implants in the lower molar region. Bull Tokyo Dent Coll 1998;39(3):199-209.
8. Arlin ML. Short implants as treatment option: results from an observational study in a single private practice. Int J Oral Maxillofac Implants 2006; 21(5):769-76.
9. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. Clin. Oral Impl. Res. 2004 Aug;15(4):413-20.
10. Attard N, Zarb GA. Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. J Can Dent Assoc 2002;68(2):118-24.
11. Babbush CA & Shimura M. Five-year statistical and clinical observations with the IMZ two stage osseointegrated implant system. Int J Oral Maxillofac Implants 1993;8:245-253.
12. Bain CA, Moy PK. The association between the failure of dental implants and cigarette smoking. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(6):609-15.
13. Balfour A & O'Brien GR. Comparative study of antirotational single tooth abutments. J Prosthet Dent 1995; 73: 36-43.
14. Becker CM, Kaiser DA, Jones JD. Guidelines for splinting implants. J Prosthet Dent 2000;84(2):210-4.

15. Becker W & Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995; 74(1): 51-5.
16. Bernardes, SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade. Dissertação de Mestrado. Uberlândia. 2004. 192p.
17. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-74.
18. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(1): 76-94.
19. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132
20. Chung DM, Lee TJ, Misch CE, Wang HL. Factors affecting late bone loss: a retrospective analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22(1):117-26.
21. Das Neves FD et al. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21(1):86-93.
22. Davidoff SR. restorative-based treatment planning: determining adequate support of implant-retained fixed restorations. *Implant Dent* 1996;5:179-84.
23. Degidi M, Petrone G, Iezzi G, Piattelli A. Histologic evaluation of a human immediately loaded titanium implant with a porous anodized surface. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2002;4(2):110-4.
24. Deporter D, Pilliar RM et al. Managing the posterior mandible of partially edentulous patients with short, porous-surfaced dental implants: early data from a clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;16(5):653-8.
25. Deporter DA, Caudry S et al. Further data on the predictability of the indirect sinus elevation procedure used with short, sintered, porous-surfaced dental implants. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005.
26. Drago CJ, O'Connor CG. A clinical report on the 18-month cumulative survival rates of implants and implant prostheses with an internal connection implant system. *Compend Contin Educ Dent.* 2006;27(4):266-71.
27. Duyck J, Naert IE et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. *Technol Health Care* 1997;5(4):253-73.
28. El-Ebrashi MK, Craig RG, Peyton FA. Experimental stress analysis of dental restorations. Part VII. Structural design and stress analysis of fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1970;23(2):177-86.
29. English CE. Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent* 1993;2:221-42.
30. Feldman S, Boitel N et al. Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined-surfaced and Osseotite implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(1):16-23.
31. Friberg B, Jemt T et al. 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* 1991;6(2):142-6.
32. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):585-98.

33. Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5.7-mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(6):930-7.
34. Goene R, Bianchesi C et al. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent* 2005;14(3):274-80.
35. Gomez-Roman G, Schulte W, d'Hoedt B, Axman-Krcmar D. The frialit-2 implant system: five-year clinical experience in single-tooth and immediately postextraction applications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1997;12:299:299-309.
36. Gonçalves, V. Estudo em fotoelasticidade da influência do torque e do contratorque em implantes osseointegrados. (Mestrado). Faculdade de Odontologia - Pós graduação, Universidade de Santo Amaro, São Paulo, 2004. 92p
37. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J. Prosthet. Dent*. 2003;90(2): 121-132.
38. Griffin TJ, Cheung WS. The use of short, wide implants in posterior areas with reduced bone height: a retrospective investigation. *J Prosthet Dent* 2004; 92:139-44.
39. Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. . *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):239-46.
40. Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact tightness on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent* 2002;87(5):528-35.
41. Hagi D, Deporter DA et al. A targeted review of study outcomes with short (< or = 7 mm) endosseous dental implants placed in partially edentulous patients. *J Periodontol* 2004;75(6):798-804.
42. Haraldson T. A photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1980;14(3):209-14.
43. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Pollizzi et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter study after 5-years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:450-5.
44. Huang H-L, Lin C-L, Ko CC, Chang C-H, Hsu J-H, Huang J-S. Stress analysis of implant-supported partial prostheses in anisotropic mandibular bone: in-line versus offset placements of implants. *J Oral Rehabil* 2006; 33(7): 501-508.
45. Ilizarov GA. The tension-stress effect on the genesis and growth of tissue: Part II. The influence of the rate and frequency of distraction. *Clin Orthop* 1989;263-85.
46. Iplikçioğlu H, Akça K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 2002;30(1):41-6.
47. Itoh H, Caputo AA, Kuroe T, Nakahara H. Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Period Rest Dent* 2004;24(1):47-55
48. Jaffin RA, Berman CL. The excessive loss of Branemark fixture in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol* 1991; 62:2-4.

49. Jemt T, Lekholm U, Adell R. Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):211-7.
50. Jemt T, Lekholm U. Oral implant treatment in posterior partially edentulous jaws: a 5-year follow up report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):635-40.
51. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(1):40-4.
52. Johansson LA, Ekfeldt A. Implant-supported fixed partial prostheses: a retrospective study. *Int J Prosthodont*. 2003;16:172-6.
53. Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(6):811-8.
54. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.
55. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. *Implant Dent* 1999;8(2):141-51. .
56. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2005;75(2):457-63
57. Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(6):662-73.
58. Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Pollizzi et al. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter study after 3-years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9:49-54.
59. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Lindén U, Bergström C et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14(5):639-45.
60. Levine RA, Clem DS III, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:516-20.
61. Lum L B. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17(2):126-31.
62. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant- abutment connection: a short communication. *J oral Rehabil* 2006; 33(1): 75-8.
63. Malevez C, Hermans M, Daelemans P. Marginal bone levels at Brånemark system implants used for single tooth restoration. The influence of implant design and anatomical region. *Clin Oral Implants Res*. 1996;7(2):162-9.
64. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):71-89.
65. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000;15(4):519-26.

66. Misch CE. Short dental implants: a literature review and rationale for use. *Dent Today* 2005;24(8):64-6, 68.
67. Moberg LE, Kondell PA, Kullman L, Heimdahl A, Gynther GW. Evaluation of single-tooth restorations on ITI dental implants. A prospective study of 29 patients. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:45-53.
68. Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, Van Steenberghe D. Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part I: a longitudinal clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(4):381-9.
69. Nedir R, Bischof M et al. A 7-year life table analysis from a prospective study on ITI implants with special emphasis on the use of short implants. Results from a private practice. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(2):150-7.
70. Nevins M & Langer B. The successful application of osseointegrated implants to the posterior jaw: a long-term retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(4):428-32.
71. Nishimura RD, Beumer III J, Perri GR, Davodi, A. Implants in the partially edentulous patient: restorative considerations. *J Calif Dent Assoc* 1997;25(12):866-71.
72. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM. Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 1999;81(6):696-703.
73. Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. *J Dent Child*. 1949;16(4):24-8, illust
74. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res*. 1997;8(4):290-8.
75. Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res*. 1998;9(2):91-9.
76. Parein AM, Eckert SE, Wollan PC, Keller EE. Implant reconstruction in the posterior mandible: a long-term retrospective study. *J Prosthet Dent* 1997;78(1):34-42.
77. Petrie CS & Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(4):486-94.
78. Piermatti J, Yousef H, Luke A, Mahevich R, Weiner S. An in vitro analysis of implant screw torque loss with external hex and internal connection implant systems. *Implant Dent* 2006; 15(4): 427-35.
79. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res*. 1992; 3(3):104-11.
80. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Brånemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241-7.
81. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995;10(3):326-34.

82. Reikie DF. Esthetic and functional considerations for implant restoration of the partially edentulous patient. *J Prosthet Dent* 1993;70(5):433-7.
83. Sahin S, Çehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *J Dent* 2002;30(78):271-82.
84. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, et al. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13:212-8.
85. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983;49(6):843-8.
86. Skalak R. Osseointegration biomechanics. *J Oral Implantol* 1986;12(3):350-6.
87. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent*. 1989;62(5):567-72.
88. Snauwaert K, Duyck J et al. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. *Clin Oral Investig* 2000;4(1):13-20.
89. Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of rotation type on stress distribution in bone around implants: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:82-90.
90. Stellingsma C, Meijer HJ et al. Use of short endosseous implants and an overdenture in the extremely resorbed mandible: a five-year retrospective study. *J Oral Maxillofac Surg* 2000;58(4):382-7.
91. Tawil G & Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18(6):894-901.
92. Teixeira ER, Wadamoto M et al. Clinical application of short hydroxylapatite-coated dental implants to the posterior mandible: a five-year survival study. *J Prosthet Dent* 1997;78(2):166-71.
93. Ten Bruggenkate CM, Asikainen P et al. Short (6-mm) nonsubmerged dental implants: results of a Multicenter clinical trial of 1 to 7 years. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(6):791-8.
94. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: 4-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001;12:193-200.
95. Van Steenberghe D, Lekholm U et al. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990;5(3):272-81.
96. van Steenberghe D, De Mars G, Quirynen M, Jacobs R, Naert I. A prospective split-mouth comparative study of two screw-shaped self-tapping pure titanium implant systems. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(3):202-9.
97. Van Steenberghe D. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent* 1989;61(2):217-22.
98. Wang T-M, Leu L-J, Wang J-S. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(2):231-7.
99. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(1):19-31.

100. Worthington P & Rubenstein JE. Problems associated with the atrophic mandible. *Dent Clin North Am* 1998;42(1):129-60.
101. Wyatt CCL, Zarb GA. Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13(2):204-11.
102. Yokohama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. The influence of implant location and leght on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 2004; 91:234-240.

** De acordo com as normas da UNICAMP/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo de Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline*

ANEXO**1. Análise das estruturas metálicas****PRÓTESES MÚLTIPLAS**

(Apertou-se o Implante 1 e leu-se 2 e 3; Apertou-se o Implante 3 e leu-se 1 e 2).

Estrutura 1 (Estrutura Ferulizada e Hexágono Externo)

IMPLANTE	VESTIBULAR	LINGUAL
1	0,0165	0,0275
2	0,0165/ 0,0201	0,0275/ 0,0175
3	0,0215	0,0215

Tabela 1- Análise microscópica das estruturas correspondentes às próteses múltiplas. Média dos valores=0,021(21µm).

Estrutura 2 (Estrutura Ferulizada e Cone Morse)

IMPLANTE	VESTIBULAR	LINGUAL
1	0,0245	0,0080
2	0,0236/ 0,0179	0,0165/ 0,0201
3	0,0575	0,0375

Tabela 2- Análise microscópica das estruturas correspondentes às próteses múltiplas. Média dos valores=0,025(25µm).

PRÓTESES UNITÁRIAS

(Apertou-se o Implante 1, 2 e 3 e leu-se o 1, 2 e 3 respectivamente)

Estrutura 3 (Unitárias e Hexágono Externo)

IMPLANTE	VESTIBULAR	LINGUAL
1	0,0105	0,0135
2	0,0270	0,0185
3	0,0260	0,0275

Tabela 3- Análise microscópica das estruturas correspondentes às próteses unitárias. Média dos valores=0,020(20 μ m).

Estrutura 4 (Unitárias e Cone Morse)

IMPLANTE	VESTIBULAR	LINGUAL
1	0,0045	0,0145
2	0,0035	0,0154
3	0,0289	0,0281

Tabela 4- Análise microscópica das estruturas correspondentes às próteses múltiplas. Média dos valores=0,015(15 μ m).