

EVANDRO PORTELA FIGUEIRÊDO

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA INFLUÊNCIA DO CARREGAMENTO E DO
COMPRIMENTO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM DOIS SISTEMAS DE
IMPLANTES DENTÁRIOS

PIRACICABA

2012

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

EVANDRO PORTELA FIGUEIRÊDO

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA INFLUÊNCIA DO CARREGAMENTO E DO
COMPRIMENTO NA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM DOIS SISTEMAS DE
IMPLANTES DENTÁRIOS

Orientador: Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO APRESENTADA
A FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE
PIRACICABA DA UNICAMP PARA OBTENÇÃO
DO TÍTULO DE MESTRE EM CLÍNICA
ODONTOLÓGICA NA ÁREA DE CIRURGIA E
TRAUMATOLOGIA BUCO-MAXILO-FACIAIS

Este exemplar corresponde à versão final
da Dissertação defendida pelo aluno
Evandro Portela Figueirêdo e orientada
pelo Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria
Barbosa

Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
MARILENE GIRELLO – CRB8/6159 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

F469a Figueirêdo, Evandro Portela, 1974-
Análise fotoelástica da influência do carregamento e do comprimento na distribuição de tensão em dois sistemas de implantes dentários / Evandro Portela Figueirêdo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2012.

Orientador: José Ricardo de Albergaria Barbosa.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Biomecânica. 2. Fotoelasticidade. I. Albergaria-Barbosa, José Ricardo de, 1956- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Photoelastic analysis of the influence of loading and length of the distribution of tension in two systems of dental implants

Palavras-chave em Inglês: Biomechanics; Photoelasticity

Área de concentração: Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Titulação: Mestre em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Ricardo de Albergaria Barbosa [Orientador]

Luís Raimundo Serra Rabêlo

Wander José da Silva

Data da defesa: 27-07-2012

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 27 de Julho de 2012, considerou o candidato EVANDRO PORTELA FIGUEIRÊDO aprovado.

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Jose Ricardo de Albergaria Barbosa".

Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

A handwritten signature in black ink, appearing to read "Luis Raimundo Serra Rabêlo".

Prof. Dr. LUIS RAIMUNDO SERRA RABÊLO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Wander José da Silva".

Prof. Dr. WANDER JOSÉ DA SILVA

Dedico este trabalho aos meus pais, José Francisco de Figueiredo e Francisca Portela Figueiredo (*in memoriam*) pelo amor, carinho, dedicação e apoio durante todos esses anos e exemplo de honestidade.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, por tudo que me proporcionou, sempre.

Aos meus pais José Francisco de Figueiredo e Francisca Portela Figueiredo (*in memoriam*) pelo amor, carinho, incentivo, dedicação e educação.

À minha esposa Ana Regina, pela compreensão, ajuda e por sempre torcer pelo meu sucesso. Junto de você a realização deste curso se tornou possível. Obrigado por estar sempre ao meu lado.

À minha irmã Irecer Portela Figueiredo por todo o apoio, união, compreensão e incentivo aos meus sonhos.

A minha irmã Dayanna Silva por fazer parte da minha vida e compreensão.

Aos meus sogro e sogra Antônio de Paulo e Antônia Oliveira, pelo incentivo e compreensão em todos os momentos.

Ao meu primo Reginaldo Portela pelos conselhos, amizade e companheirismo em todos os momentos da minha vida.

À minha família, tios e primos por saber que sempre me apoiaram.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Estadual de Campinas (Unicamp) pela oportunidade de desenvolvimento das minhas atividades de pós-graduação na Faculdade de Odontologia de Piracicaba, meus sinceros agradecimentos.

Ao Prof. Dr. Jacks Jorge Júnior, diretor desta instituição, muito obrigado.

À Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, coordenadora dos cursos de pós-graduação, muito obrigado.

Ao Prof. Dr. Márcio de Moraes Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica, meus sinceros agradecimento pelos ensinamentos, persistência e convívio durante estes anos.

À Profa. Dra. Luciana Asprino pelos ensinamentos, dedicação e paciência.

Ao Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira pelo exemplo de professor e profissional sempre em busca de novos conhecimentos e sua disposição em transmiti-los aos alunos.

Ao Prof. Dr. Renato Mazzonetto (*in memorian*) pelo exemplo de força e luta.

Ao meu orientador, Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria-Barbosa, meu orientador, pela amizade e exemplo de vida profissional e familiar. Minha eterna gratidão.

Aos Profs. Drs. Renato Casarin, Fábio Loureiro Sato, Rafael Consani e João Sarmento, pelas correções imprescindíveis deste trabalho durante o exame de qualificação.

Aos Profs. Drs. Luís Rabelo e Wander José da Silva, banca examinadora desta dissertação, meu agradecimento pela colaboração nas correções finais deste trabalho.

Aos Profs. Eider Guimarães Bastos, Luís Raimundo Serra Rabelo, Paulo Maria Santos Rabelo Júnior e Josimar Camelo da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Maranhão, obrigado por todos os

ensinamentos, tenho muito a agradecer pela apresentação a tão nobre especialidade.

Ao grande amigo Frederico Fernandes pela acolhida em Piracicaba e pela amizade sincera e conselheira em todos os momentos.

Ao amigo João Paulo da Silva Neto pela ajuda, paciência e dedicação durante esse experimento.

A amiga Regiane Amaral pela ajuda e dedicação durante a análise dos dados.

Aos amigos da especialização em implantodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, André Daniel, Pedro Victor, Silvio Angelim e Rodrigo Moretti pela amizade e companheirismo.

Às funcionárias do Centro Cirúrgico, Daiana, Edilaine, Angélica, Letícia, Débora, Bia e Fabiana pela ajuda e paciência durante toda a nossa permanência na FOP-Unicamp.

Aos amigos de turma Marcelo Breno, Maximiana Malisca, Monokuame Castelo, Renato Marano, Valdir Cabral.

Aos meus colegas da pós-graduação Lucas Cavalieri, Gabriela Mayrink, Darkilson Santos, Leandro Pozzer, Andreza Lauria e Raquel Correia, Clarice Maia, Danillo Costa, Douglas Goulart e Milton Congo pela convivência e ajuda.

Aos estagiários da Área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais, pela excelente colaboração em todos os momentos que precisamos.

Aos alunos dos cursos de graduação e extensão, atualização e especialização da FOP-UNICAMP pela troca de experiência e pela confiança conquistada.

Aos pacientes que também são de fundamental importância para a nossa formação profissional.

A todos aqueles que de forma direta ou indireta contribuíram para a realização desse trabalho, meu muito obrigado!

“Minha terra tem palmeiras,
Onde canta o sabiá;
As aves, que aqui gorjeiam,
Não gorjeiam como lá.
Nosso céu tem mais estrelas,
Nossas várzeas têm mais flores,
Nossos bosques têm mais vida,
Nossa vida mais amores.”

Gonçalves Dias.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar, comparativamente, *in vitro*, o efeito de diferentes sistemas de implantes, curtos e longos, sob carregamento axial e oblíquo, na distribuição de tensões em modelos fotoelásticos. Foi confeccionado 16 modelos fotoelásticos em resina (Resina Flexível GIII CMR-201 e endurecedor CME-252/ Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil), com dimensões de 40 X 50 X 12mm, contendo implantes de sistemas e comprimentos diferentes. Os modelos foram distribuídos em quatro grupos: Grupo I (n=4) - Implante Neodent (longo) 5x11mm; Grupo II (n=4) - Implante Bicon (longo) 5x11mm; Grupo III (n=4) - Implante Neodent (Curto) 5x6mm; Grupo IV (n=4) - Implante Bicon (Curto) 5x6mm. Foram cimentadas aos conectores protéticos (3,5mm de altura), 4 coroas protéticas fabricadas com liga de cromo-cobalto. Para os implantes curtos a prótese apresentou as dimensões de 13mm de altura, 10mm no sentido méso-distal e 8mm no sentido vestibulo-lingual. As próteses para os implantes longos apresentaram as dimensões de 8mm de altura, 10mm no sentido méso-distal e 8mm no sentido vestibulo-lingual. Aplicou-se cargas axiais e oblíquas (15 graus) de 0,5 Kgf através de uma máquina de teste universal e um polariscópio circular foi utilizado para visualizar as tensões. Os resultados foram analisados, quantitativamente, através do programa *Fringes®*, em plataforma MATLAB do LPM/ FEMEC/UFU. Todos os implantes curtos apresentaram maiores níveis de tensão que os implantes longos, independente do sistema e da direção do carregamento. Os implantes curtos do sistema Neodent apresentaram maiores níveis de tensão na área cervical, quando comparados à mesma região dos implantes do sistema Bicon, sob carregamento oblíquo. O carregamento oblíquo resultou em maiores níveis de tensão nos implantes curtos do sistema Neodent que o carregamento axial. Dentro dos limites deste estudo conclui-se que implantes curtos estão sujeitos a maior tensão em consequência de cargas, quando comparados aos implantes longos.

Palavras Chaves: Implante dentário, biomecânica, fotoelasticidade.

ABSTRACT

The aim of this study was to compare, *in vitro*, the role of conventional and short implants of different implant systems, under axial and oblique loading, in stress distribution with photoelastic models. Sixteen models were fabricated with photoelastic resin (GIII Flexible Resin and hardener CMR-201-252 CME / Polipox ® Industria e Comercio Ltda, São Paulo, SP, Brazil), with dimensions 40x50x12 mm, containing different implants systems and different implant lengths. The models were divided into four groups: Group I (n=4) – conventional Neodent implant (5 x 11 mm); Group II (n=4) – conventional Bicon implant (5 x 11 mm); Group III (n=4) – short Neodent implant (5 x 6 mm); Group IV (n=4) – short Bicon implant (5 x 6 mm). Four prosthetic crowns made of cobalt chromium alloy were cemented on the abutments (3.5 mm in height). For the short implants the prosthesis dimensions were 13 mm in height, 10 mm mesiodistally and 8 mm buccolingually. The prosthesis for conventional implants had 8 mm in height, 10 mm mesiodistally and 8 mm buccolingually. Axial and oblique load (15 degrees) of 0.5 kgf was applied by a universal testing machine and a circular polariscope was used to visualize the stress. The results were analysed quantitatively by Fringes® program, in LPM/ FEMEC / UFU MATLAB platform. All short implants had higher stress levels than the conventional implants, regardless of the implant system and the load direction. The short Neodent implants system had higher levels of stress in the cervical third, compared to the same area of the Bicon implants system, under oblique loading. The oblique load resulted in higher levels of stress in the short Neodent implants system than the axial load. Thus, within the limits of this study, short implants are subjected to higher levels of stress as a result of loads when compared to conventional implants.

Key Words: Dental implant, biomechanic, photoelasticity.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 Osseointegração	4
2.2 Implantes curtos	8
2.3 Sobrecarga nos Implantes	11
2.4 Análise Fotoelástica	17
3 PROPOSIÇÃO	26
4 MATERIAL E MÉTODOS	27
4.1 Confeção da matriz metálica e obtenção do modelo laboratorial	27
4.2 Confeção do modelo fotoelástico	30
4.3 Preparo da resina fotoelástica	30
4.4 Confeção da prótese	31
4.5 Análise fotoelástica	32
4.5.1 Calibração da resina	32
4.6 Aplicação de carga	34
4.7 Leitura das ordens de franjas	35
4.8 Análise estatística	37
5 RESULTADOS	38
6 DISCUSSÃO	52
7 CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	57
APÊNDICE	65

1 INTRODUÇÃO

A terapia com implantes dentários é altamente previsível e amplamente utilizada para reabilitação de pacientes edêntulos (Renouard & Nisand, 2006). Estudos longitudinais têm revelado altas taxas de sucesso com o uso de implantes associados com diferentes tipos de próteses (Adell *et al.*, 1981; Albrektsson *et al.*, 1988; Adell *et al.*, 1990; Bahat, 1993). Essas altas taxas de sucesso aumentam a demanda pela reabilitação com implantes dentários.

Narby (2011) em um estudo com 3000 participantes, baseado em questionários distribuídos em dois períodos distintos, 1989 e 1999, avaliou as necessidades e desejos dos pacientes com relação à reabilitação com implantes dentários e as mudanças neste perfil ao longo do tempo. O resultado mais significativo foi o grande aumento no interesse pelo tratamento com implantes dentários. Em 1999, 94% dos participantes expressaram desejo pela terapia com implantes. Além disso, 92% daqueles que não expressaram este desejo pelos implantes em 1989, mudaram de opinião dez anos mais tarde.

Entretanto, a terapia com implantes dentários apresenta limitações como a pouca disponibilidade óssea alveolar. Restrições com relação ao volume e geometria do osso alveolar são mais comuns na região posterior da maxila e mandíbula. De forma geral, existem alternativas para contornar estas restrições e permitir instalação de implantes mais longos e com maior diâmetro são, tais como enxertos ósseos, distração osteogênica e transposição do nervo alveolar inferior (Renouard & Nisand, 2006).

A alta morbidade e o aumento do tempo e dos custos do tratamento relacionados a procedimentos reconstrutivos (Neves *et al.*, 2006) ampliam o interesse por implantes curtos, uma vez que estes se adaptam à anatomia do sítio a ser reabilitado (Renouard & Nisand, 2006).

Mais complicações cirúrgicas e maior probabilidade de falha dos implantes estão relacionadas à pacientes submetidos a procedimentos reconstrutivos. Dessa forma, implantes curtos parece ser uma boa alternativa para os sítios severamente reabsorvidos, já que complicações cirúrgicas, especialmente relacionadas ao aumento vertical ósseo, são comuns (Esposito

et al., 2009). Assim, o uso desses implantes deve ser levado em consideração em casos de pouca disponibilidade óssea (Renouard & Nisand, 2006).

O reduzido tamanho dos implantes curtos pode levar a complicações biomecânicas na transferência das cargas oclusais. Assim, o risco de complicações técnicas e biológicas é grande, especialmente sob cargas oclusais excessivas (Chang *et al.*, 2012).

Diversos estudos encontraram relação entre comprimento do implante e a taxa de falha. De forma geral quanto maior o comprimento do implante menor a tendência à falha (Bahat, 1993; Winkler *et al.*, 2000; Herrmann *et al.*, 2005; Neves *et al.*, 2006; Telleman *et al.*, 2011).

É interessante notar que, embora os estudos evidenciem maior tendência à falha dos implantes curtos, quando estes são comparados a implantes mais longos, a taxa de sobrevida desses implantes curtos ainda é aceitável (93,1%) (Renouard & Nisand, 2006). Além disso, há estudos que mostram taxas de sobrevida similares entre implantes curtos e longos (94,5%) (Friberg *et al.*, 1991; Deporter *et al.*, 2001; Kotsovilis *et al.*, 2009).

Jemt (1991) relatou que implantes de 7mm instalados na maxila tiveram 5,3% mais falhas que implantes mais longos, entretanto esse padrão não foi observado na mandíbula, mostrando uma relação entre qualidade óssea e sucesso de implantes. Esses resultados também foram confirmados por Neves *et al.* (2006) que encontraram maior número de falhas relacionadas a condições como pobre qualidade óssea (osso tipo III e IV), localização do sítio receptor (maxila ou mandíbula), sobrecarga oclusal e infecções, e não necessariamente relacionadas ao comprimento do implante.

Bahat (1993) relatou que o comprimento do implante é uma variável relacionada à falha do tratamento, uma vez que implantes de 7mm tiveram maior porcentagem de falhas (9,5%) que aqueles mais longos (3,8%). Entretanto, 60% desses implantes curtos que falharam estavam isolados no arco dental e em região de molares. Estes achados evidenciam o papel dos aspectos biomecânicos no sucesso da terapia com implantes curtos.

Dentre os diversos fatores que afetam a transferência de carga na interface osso-implante, o tipo de carregamento, a macroestrutura da prótese e

geometria do implante, são fatores importantes (Geng *et al.*, 2001; Çehreli *et al.*, 2004).

Uma força vertical de oclusão dá origem a uma flexão do implante. Se esta força está inclinada em relação ao longo eixo do implante, há um aumento potencial na sobrecarga do sistema. Uma inclinação de 15 graus da direção da força em relação ao longo eixo do implante foi considerado um indicador de risco para sobrecarga (Rangert *et al.*, 1995). Dessa forma, carga axial é preferível para minimizar complicações nos implantes, mas sabe-se que em regiões posteriores e de guias excursivos, os implantes são sujeitos a cargas oblíquas (Pita *et al.*, 2011).

Adicionalmente, quanto maior a distância entre o contato oclusal e a crista óssea do redor do implante, maior será a sobrecarga sofrida pelo implante, podendo levar a maior flexão da fixação. Dessa forma, uma altura de *abutment* de 7mm ou maior também é um indicador de risco para sobrecarga no implante por causa da elevada altura da prótese (Rangert *et al.*, 1995).

Implantes rosqueáveis apresentam variações geométricas em relação ao passo, forma e profundidade da rosca. As roscas são usadas para aumentar a área de superfície do implante. A utilização de implantes com diferentes configurações de rosca para diferentes qualidades ósseas tem sido proposta, uma vez que a geometria da rosca pode desempenhar um importante papel no tipo de força transmitida (Misch *et al.*, 2001).

Embora haja relato na literatura de um estudo *in vitro* de Análise de Elementos Finitos e *Strain Gauge* que investigaram a resposta biomecânica de próteses unitárias suportadas por implantes de diferentes comprimentos e diâmetros, sob forças axiais e oblíquas, há ausência de trabalhos *in vitro* que avaliaram o efeito da geometria e comprimento do implante e direção da carga na distribuição das tensões. Assim, o presente trabalho teve como objetivo avaliar, comparativamente, *in vitro*, o efeito do sistema do implante, da direção do carregamento e do comprimento do implante na distribuição de tensões em modelos fotoelásticos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Osseointegração

A humanidade sempre se preocupou em ter uma arcada dentária completa por representar saúde e beleza. Diante da ausência dentária surge a necessidade da reabilitação bucal tanto no aspecto funcional como estético. Relatos afirmam que no século III A.C. a cultura Maia foi a primeira a restituir dentes perdidos implantando dentes artificiais construídos através de conchas (Salas-Luévano & Rivas-Gutierrez, 2001).

Branemark e sua equipe, no ano de 1952, utilizaram câmeras de titânio com sistema óptico para avaliar a circulação sanguínea da medula óssea, a reação dos tecidos aos diferentes tipos de traumas e os efeitos dos diversos tipos de agentes traumáticos no processo de reparo do tecido ósseo em tíbia de coelhos. Quando as câmeras tiveram que ser retiradas ao final do estudo, estas se encontravam fixadas no osso devido a íntima relação entre o osso e as micro irregularidades da superfície de titânio da câmera.

O conceito do contato direto entre o tecido ósseo e os implantes dentais de titânio, sem a interposição de camadas de tecido fibroso, foi primeiramente estabelecido em 1977, por Brånemark *et al.*, que determinaram o termo “osseointegração”, em nível de microscopia óptica. Somente em 1983 a definição de osseointegração foi bem estabelecida por Brånemark *et al.* como a conexão direta, estrutural e funcional entre o tecido ósseo normal viável e a superfície do implante submetido à carga. Entretanto, por este ser um conceito histológico, Albrektsson & Zarb (1993) passaram a determinar clinicamente a osseointegração como um processo em que a fixação rígida e clinicamente assintomática de um material aloplástico é obtida no osso e mantida durante a função.

O primeiro protocolo cirúrgico para instalação de implantes foi determinado em um estudo inicial em cães. Dessa forma, 20 cães da raça “harrier” foram submetidos a procedimento cirúrgico para instalação de implantes de titânio de forma atraumática, sob baixa rotação e intensa

irrigação. Os implantes foram mantidos submersos durante todo o período de reparo e reabertos após um período de 6 a 8 meses. As próteses sobre os implantes foram confeccionadas 2 semanas após a reabertura. A partir dos resultados promissores deste estudo sobre o reparo dos tecidos e a integração das fixações de titânio, desenvolveu-se um modelo experimental em humanos (Brånemark *et al.*, 1969; Brånemark, 1983).

O primeiro implante bucal foi instalado por Per – Ingvar Brånemark, em 1965. Durante os cinco anos subsequentes, esses implantes apresentaram índices de sucesso em torno de 50%. Estes baixos índices tornaram inaceitável a reabilitação de pacientes desdentados com implantes dentários. Deste modo, Brånemark (1977) realizou modificações no desenho dos implantes e o tempo de reparo foi prolongado.

Aviv-Arber & Zarb (1996) acompanharam 49 implantes osseointegráveis instalados em 41 pacientes, por um período de 1 a 8 anos. Destes, 4 implantes falharam e em 45 implantes obteve-se sucesso após o carregamento. Os autores concluíram que estudos devem ser realizados para determinar critérios específicos de sucesso, obtendo resultados estéticos e funcionais com o mínimo de morbidade.

Schnitman & Shulman (1979) estabeleceram os seguintes critérios para o sucesso dos implantes: os dentes adjacentes não devem sofrer qualquer tipo de dano decorrente da instalação de implantes, assim como as estruturas nervosas, seio maxilar ou fossa nasal; mobilidade menor que 1 milímetro (mm) em qualquer direção; perda inferior a um terço da altura vertical do implante; ausência de anestésias, parestesias ou infecção associada aos implantes.

Albrektsson *et al.* (1986) estabeleceram novos critérios para o sucesso de implantes osseointegráveis, em que o implante deve estar imóvel quando testado clinicamente, ausência de radiolucidez periimplantar ao exame radiográfico, perda óssea vertical menor que 0,2mm após o primeiro ano em função, ausência de dor, desconforto, infecções, alterações nervosas ou violação do canal mandibular, índice de sucesso de 85% ao final de cinco anos e 80% ao final de 10 anos em função.

Smith & Zarb (1989) propuseram uma modificação aos critérios propostos por Albrektsson *et al.* (1986), acrescentando que os implantes deveriam ser considerados bem sucedidos se, além dos demais critérios anteriormente citados, os implantes também estivessem conectados à prótese de forma satisfatória tanto para o paciente quanto para o profissional.

A estabilidade inicial do implante e um período de reparo livre de cargas são imprescindíveis para o processo de osseointegração. E esse processo é influenciado pela técnica cirúrgica, pelo estado de saúde do leito ósseo, pela biocompatibilidade do metal utilizado, desenho e tipo de tratamento da superfície do implante (Branemark *et al.*, 1983; Kohn, 1992).

A quantidade e qualidade óssea são aspectos importantes para o sucesso dos implantes osseointegráveis, assim como a morfologia do sítio ósseo, que deve permitir a instalação de implantes respeitando limites anatômicos. No aspecto vertical, os implantes devem ser instalados há uma distância de 2 milímetros de estruturas anatômicas, como o canal mandibular. No aspecto vestibulo-lingual ou palatino, deve remanescer no mínimo 0,5 centímetros de osso em volta dos implantes (Misch, 1990; Spiekermann, 1995).

Adell *et al.* (1990) avaliaram a sobrevida de 4636 implantes instalados em rebordos edêntulos de 700 pacientes. Os resultados mostraram que implantes instalados em maxila tiveram uma taxa de sobrevida de 89% após 5 anos, 81% após 10 anos e 78% após 15 anos. Para os implantes instalados em mandíbula a taxa foi de 97% após 5 anos, 95% após 10 anos e 86% após 15 anos.

Bahat (1993) instalaram 732 implantes em 213 pacientes com maxilares parcialmente edêntulos. Os implantes foram acompanhados por 5 a 70 meses após o carregamento. A taxa média de falha foi 4,8%, porém quando avaliados apenas implantes longos a taxa de falha sofreu uma redução para 3,8%. A porcentagem de falha em região de molares foi maior (5,3%) que em áreas de pré-molares (4,5%).

Givol *et al.* (2002) classificaram o insucesso dos implantes como complicações imediatas e tardias. As complicações imediatas são aquelas que ocorrem no primeiro estágio cirúrgico e no momento da reabertura, enquanto

que as complicações tardias são aquelas que ocorrem após a reabilitação protética.

Herrmann *et al.* (2005) analisaram fatores que pudessem levar a um aumento na taxa de insucesso dos implantes dentários. Quatro estudos multicêntricos com protocolos de acompanhamento similares foram avaliados. Os autores concluíram que 65% dos pacientes que possuíam uma combinação de pobre qualidade óssea e quantidade óssea deficiente apresentaram falha dos implantes instalados. Dessa forma, estes fatores representaram um elevado risco de fracasso.

Durante o planejamento, deve-se considerar o número e disposição adequada dos implantes dentários para permitir a distribuição uniforme das forças mastigatórias. Um correto planejamento reverso deve ser realizado e individualizado para cada caso. Uma vez que a função primordial de um implante dentário osseointegrado é sustentar uma prótese, esta deve ser planejada prioritariamente ao implante (Zarb *et al.*, 1987).

Attard & 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 edêntula e minucioso ajuste oclusal foi providenciado. 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.

2.2 Implantes Curtos

A terapia com implantes dentários apresenta limitações como a disponibilidade óssea alveolar. Restrições com relação ao volume e geometria do osso alveolar são mais comuns na região posterior da maxila e mandíbula. De forma geral, estas limitações podem ser contornadas através de abordagens reconstrutivas, tais como enxertos ósseos e distração osteogênica. A transposição do nervo alveolar inferior também pode ser indicada como alternativa para contornar a pouca disponibilidade óssea e permitir instalação de implantes mais longos e com maior diâmetro (Renouard & Nisand, 2006). Contudo esses procedimentos resultam em alta morbidade, aumento do tempo e dos custos do tratamento (Neves *et al.*, 2006).

O uso de implantes curtos passou a ser considerado uma alternativa terapêutica em casos de pouca disponibilidade óssea, uma vez que estes se adaptam à anatomia do sítio a ser reabilitado (Renouard & Nisand, 2006).

Implantes curtos são aqueles com altura menor ou igual a 8mm (Renouard & Nisand, 2006). Entretanto, esse termo é subjetivo, já que outros autores consideram como implantes curtos aqueles com até 10mm de comprimento (Testori *et al.*, 2001; Tawil e Younan, 2003; Weng *et al.*, 2003).

Esposito *et al.* (2009) em uma revisão sistemática, compararam procedimentos reconstrutivos para aumento ósseo vertical à instalação de implantes curtos. Através de uma meta-análise os autores observaram maior probabilidade de falha dos implantes e mais complicações cirúrgicas nos grupos em que foram realizados procedimentos reconstrutivos. Dessa forma, implantes curtos parece ser uma boa alternativa para os sítios severamente reabsorvidos, já que complicações cirúrgicas, especialmente relacionadas a aumento vertical ósseo, são comuns.

Contudo, o reduzido tamanho dos implantes curtos pode levar a complicações biomecânicas na transferência das cargas oclusais. Assim, o risco de complicações técnicas e biológicas com a terapia com implantes curtos é grande, especialmente sob cargas oclusais excessivas. Para contornar isso, implantes de diâmetros largos foram introduzidos a fim de aumentar a

superfície de contato do implante, o que poderia oferecer maior resistência mecânica. Baseado nisto, pode ser favorável o uso de implantes curtos mais largos em rebordos alveolares com limitada altura, os quais geralmente ocorrem em regiões posteriores de maxila e mandíbula (Chang *et al.*, 2012).

Winkler *et al.* (2000) acompanharam 2917 pacientes reabilitados com diferentes comprimentos de implantes por 36 meses. Implantes de 13mm apresentaram taxa de sobrevida de 94,3%. Essa taxa apresentou uma redução para 89,1% quando utilizados implantes de 10mm, 87% para implantes de 8mm e 74,4% para implantes de 7mm. Dessa forma, os autores observaram que o comprimento do implante é um fator significativo na taxa de sobrevida, mostrando que os implantes mais curtos tiveram uma maior tendência a falha que implantes mais longo.

Da mesma forma Herrmann *et al.* (2005) observaram uma correlação positiva entre implantes curtos e taxa de falha desses implantes. Quando implantes de 13mm foram utilizados a taxa de sobrevida foi de 95,7%, sofrendo uma redução para 89,9% e 78,2% para implantes de 10mm e 7mm, respectivamente.

É interessante notar que, embora os estudos evidenciem maior tendência à falha dos implantes curtos quando comparados com implantes mais longos, a taxa de sobrevida desses implantes ainda é aceitável (Renouard & Nisand, 2006). Além disso, há estudos que mostram taxas de sobrevida similares entre implantes curtos e longos. Jemt (1991) em um estudo retrospectivo que avaliou 2199 implantes relatou uma taxa de sobrevida de 95,5%. Os implantes de 7mm instalados na maxila tiveram 5,3% mais falhas que implantes mais longos, entretanto esse padrão não foi observado na mandíbula.

Friberg *et al.* (1991) em um estudo retrospectivo multicêntrico de 4641 implantes observaram uma taxa de sobrevida de 94,5% para os implantes de 7mm. Nenhuma relação foi encontrada entre comprimento e falha dos implantes.

Neves *et al.* (2006) analisaram 31 estudos longitudinais com implantes de diferentes comprimentos, com um total de 16344 implantes

instalados. De forma geral, a taxa de falhas desses implantes foi de 4,8%. Implantes de 3,75 x 7mm tiveram uma taxa de falha de 9,7%. Porém, quando o comprimento do implante utilizado (3,75 x 10mm) ou o diâmetro (4,0 x 7mm) foram maiores, a taxa de falha sofreu uma redução para 6,3% e 7,5%, respectivamente. O maior número de falhas estava atribuído a condições como pobre qualidade óssea, localização do sítio receptor (maxila ou mandíbula), sobrecarga oclusal e infecções, e não necessariamente relacionado ao comprimento do implante.

Telleman *et al.* (2011) analisaram 29 estudos em que um total de 2611 implantes curtos com comprimento entre 5 a 9,5mm foram instalados. Os autores observaram que quanto maior o comprimento do implante, maior a taxa de sobrevida desse implante, variando de 93,1%, para implantes de 5mm de comprimento, a 98,6% para implantes de 9,5mm. Neste estudo os autores concluem que implantes curtos podem ser utilizados de forma bem sucedida para tratamento de pacientes em mandíbulas edêntulas, com um aumento na taxa de sobrevida quando são utilizados implantes com o maior comprimento possível, quando estes são instalados em mandíbula e em pacientes não fumantes.

Bahat (1993) observou também que o comprimento do implante foi a única variável relacionada à falha de forma estatisticamente significativa. Os implantes de 7mm tiveram maior porcentagem de falhas (9,5%) que aqueles mais longos (3,8%). Porém, 60% desses implantes curtos que falharam estavam isolados no arco dental em região de molares, evidenciando que o uso de maior número de implantes em áreas posteriores melhorou a taxa de sucesso.

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 9mm, e com diâmetros de 3,5, 4,1 ou 5,0mm. Dezessete destes implantes foram instalados na região de pré-molares e 31 na região de molares e a maioria deles (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.

Uma recente metanálise revelou que nenhuma diferença estatística foi observada na taxa de sobrevida de implantes curtos (≤ 8 ou < 10 mm) e implantes convencionais (≥ 10 mm) quando estes implantes apresentaram superfície tratada (Kotsovilis *et al.*, 2009). Os autores concluíram que a terapia com implantes curtos não é menos eficaz que a terapia com implantes convencionais, quando se utiliza aqueles com superfície tratada.

Kheiralla *et al.* (2011) estudaram a resposta biomecânica de próteses unitárias suportadas por implantes de diferentes comprimentos e diâmetros, sob forças axiais e oblíquas, através de Análise de Elemento Finito e Análise de *Strain Gauge*. Foram utilizados implantes convencionais (3,75x13,0), implantes de diâmetro estreito (3,0x13,0) e implantes curtos (5,7x8,0). Os resultados mostraram que todos os implantes apresentaram aumento considerável nos valores de estresse sob carregamento oblíquo. Os implantes estreitos apresentaram os mais altos níveis de estresse, tanto sob carregamento axial quanto oblíquo. Na Análise de Elemento Finito, os implantes convencionais apresentaram os mais baixos níveis de estresse, enquanto que na análise de *Strain Gauge*, foram os implantes curtos que apresentaram menor estresse.

2.3 Sobrecargas nos implantes

Fatores que afetam a transferência de carga na interface osso-implante incluem tipo de carregamento, propriedades do material do implante e da prótese, macroestrutura da prótese, geometria do implante, estrutura da superfície, qualidade e quantidade óssea (Geng *et al.*, 2001; Çehreli *et al.*, 2004).

O osso é mais resistente às forças compressivas, 30% mais fraco para as forças de tração e 65% mais fraco para as forças de cisalhamento. A análise tridimensional das tensões tem mostrado que maiores níveis de estresse ocorrem no terço coronal da interface osso-implante. As forças laterais

representam 50 a 200% de aumento no estresse compressivo quando comparados com o carregamento vertical (Misch, 2006).

Forças oblíquas levam a maiores níveis de tensão nos componentes dos implantes e no osso ao redor do implante, quando comparadas às forças de compressão e tração. Estas forças oblíquas excessivas podem levar a vários tipos de falhas, incluindo fratura do implante (Rangert *et al.*, 1995).

Morgan *et al.* (1993), em uma análise *in vivo* e *in vitro* de implantes, concluíram que o mecanismo que levou à fratura dos implantes estudados foi a fadiga. Estes implantes fraturados estavam associados à perda óssea marginal, a qual pode ter sido induzida por sobrecarga dos implantes antes da fratura ter ocorrido. Em um estudo clínico, Quirynen *et al.* (1992) destacaram que sobrecarga pode causar reabsorção óssea ao redor de um implante. A perda óssea na região cervical do implante é diretamente proporcional ao estresse gerado nessa região. Dessa forma, métodos para reduzir o estresse na crista óssea, tem como objetivo aumentar a longevidade do implante (Misch, 2006).

É importante destacar que relatos na literatura tem estabelecido que, além da inadequada transferência de carga para o osso ao redor do implante ser um fator contribuinte para perda óssea, o acúmulo microbiano também representa um papel na alteração dos tecidos periimplantares (Vaillancourt *et al.*, 1996).

Um estudo *in vitro* mostrou que o pico de estresse ocorre no ponto mais cervical da crista óssea do osso cortical ao redor dos implantes (O'Mahony e Williams, 2001). Estudos longitudinais clínicos e radiográficos são necessários para investigar os resultados de estudos *in vitro* com relação ao papel de forças oblíquas e do tamanho do implante nas mudanças do nível ósseo ao redor de implantes (Mumcu *et al.*, 2011).

Mumcu *et al.* (2011) avaliaram 125 implantes por um período de 36 meses após carregamento. Não houve relação significativa entre perda óssea marginal e comprimento ou diâmetro do implante. Entretanto, idade e gênero do paciente, assim como próteses em *cantilever* estavam relacionadas a alterações no nível ósseo marginal, já que perda óssea marginal foi maior em

pacientes mais velhos, do gênero feminino e naqueles que foram reabilitados com próteses em *cantilever*. Dessa forma, os autores concluíram que em áreas de limitada disponibilidade óssea é preferível a utilização de implantes curtos ou mais estreitos que reabilitações com próteses em *cantilever*.

No sentido de comparar a influência de forças axiais e não axiais sobre próteses parciais fixas cimentadas sobre implantes de hexágono interno, Çehreli & Iplikçioğlu (2002) realizaram um estudo *in vitro*. Medidores de pressão lineares foram colados ao colar dos implantes paralelos ao longo eixo da peça. Foram fabricadas quatro próteses parciais fixas (PPF) de três elementos, duas retas e duas em curva. Um intermediário destes dois grupos de PPF era angulado em quinze graus (um para a peça curva e um para a reta). Foram aplicadas cargas compressivas de 50 Newtons (N) primeiramente em três pontos localizados axiais às próteses e, depois, 2mm de distância destes. Os resultados mostraram que as cargas não axiais apresentaram maiores índices de tensão que as axiais, independente do desenho das próteses. Os autores acreditam que se deve evitar ao máximo a incidência de forças oblíquas, pois, devido a sua magnitude, podem levar facilmente a perda de tecido duro. É inclusive sugerido uso de implantes de maior diâmetro em situação em que com certeza a resultante das forças será fora do longo eixo.

Buscando investigar os efeitos de forças axiais e não axiais na distribuição de esforços na interface osso-implante, O'Mahony *et al.* (2000) realizaram uma Análise de Elementos Finitos bidimensional. Foi inserido em um modelo de mandíbula com 1mm de espessura de osso cortical, um implante unitário. Carregamentos de 490N foram aplicados verticalmente no centro do pilar e a dois, quatro e seis milímetros do centro. Na medida em que os pontos de aplicação de carga se afastavam do centro os valores de tensão máxima aumentaram no osso cortical em três, cinco e sete vezes em relação à carga axial, respectivamente. No osso esponjoso esses valores também aumentaram, porém em menor valor. Os valores diminuíram no modelo numérico de tecido ósseo na medida em que se afastava da interface osso-implante. Dessa forma, os autores concluíram que forças não axiais podem potencializar a perda óssea ao redor dos implantes osseointegrados.

Em um estudo prospectivo de 1273 implantes instalados, tanto overdentures, próteses parciais fixas ou sistema tipo protocolo, acompanhados por até 83 meses, observou-se 8 implantes fraturados. Estes casos de falhas através de fratura estavam mais expostos a forças oblíquas fora da normalidade (Quirynen *et al.*, 1991).

Embora a literatura evidencie que a falha de implantes através de fratura não seja frequente, implantes instalados em região posterior parecem ter um risco aumentado de sofrer sobrecarga oclusal (Rangert *et al.*, 1995).

Em um estudo de acompanhamento retrospectivo de 24 implantes unitários em região de molares, instalados em 22 pacientes, nenhuma fratura foi observada. Neste estudo, especial cuidado foi tomado para centralizar os contatos e limitar as forças oclusais oblíquas (Becker & Becker, 1995).

Em uma análise clínica retrospectiva de 39 pacientes com fratura de implantes, observou-se que 90% dos casos ocorreram em região posterior. Além disso, 69% das fraturas estavam relacionadas a situações clínicas que poderiam gerar forças de alavanca, como altura da prótese maior que 7mm, forças oblíquas maior ou igual a 15 graus, situações de *cantilever* e grande discrepância entre o tamanho oclusal da prótese e o diâmetro do implante (Rangert *et al.*, 1995).

Uma força vertical de oclusão dá origem a uma flexão do implante. Se esta força está inclinada em relação ao longo eixo do implante, há um aumento potencial na sobrecarga do sistema. Para Rangert *et al.* (1995), uma inclinação de 15 graus da direção da força em relação ao longo eixo do implante foi considerado um indicador de risco para sobrecarga. Dessa forma, a direção da força pode ser um dos fatores mais críticos na avaliação do paciente para determinar o plano de tratamento na reabilitação com implantes (Misch, 2006).

Rangert *et al.* (1995) observaram que quanto maior a distância entre o contato oclusal e a crista óssea ao redor do implante, maior será a sobrecarga sofrida pelo implante, podendo levar a maior flexão da fixação. Os mesmos autores consideraram uma altura de *abutment* de 7mm ou maior

também como indicador de risco para sobrecarga no implante por causa da elevada altura da prótese.

Implantes rosqueáveis apresentam variações geométricas em relação ao passo, forma e profundidade da rosca. As roscas são usadas para aumentar a área de superfície do implante. A utilização de implantes com diferentes configurações de rosca para diferentes qualidades ósseas tem sido proposta, uma vez que a geometria da rosca pode desempenhar um importante papel no tipo de força transmitida (Misch *et al.*, 2001).

Chun *et al.* (2002) aplicaram Análise de Elementos Finitos para determinar o desenho ideal da rosca. Sob uma carga oblíqua de 100N aplicada a 15 graus em relação ao longo eixo do implante, o estresse máximo no osso cortical foi maior em implantes com desenho de rosca do tipo platô, quando comparados àqueles com desenho triangular ou quadrado e suas variações. Entretanto, de acordo com Patra *et al.* (1998), implantes com desenho de rosca cônica exibiram maior nível de estresse no osso quando comparados àqueles implantes com desenho de rosca paralela. Também de acordo Misch *et al.* (2001), roscas quadradas reduzem o nível de estresse ósseo.

De acordo com Faegh & Müftü (2010), maior diâmetro do implante, inclinação positiva do colar do implante, e colar do implante mais longo são fatores que reduzem a magnitude do estresse na interface osso-implante.

Em uma Análise de Elementos Finitos, Bozkaya *et al.* (2004) compararam o efeito de diferentes magnitudes de forças axial e oblíqua com angulação de 11,3 graus, em 5 sistemas de implantes (Ankylos, Astra, Bicon, ITI e Nobel Biocare). Os resultados mostraram que sob cargas axiais excessivas, não foi observado sobrecarga significativa na região cervical dos implantes Bicon e Ankylos. A sobrecarga na região cervical dos implantes Astra, ITI e Nobel Biocare foi maior. Já a sobrecarga devido à força oblíqua foi maior no sistema ITI e menor no sistema Ankylos. Na região cervical, esta sobrecarga foi maior para os implantes do sistema Astra, ITI e Nobel Biocare. Nos implantes Bicon foi observado distribuição de tensão mais apicalmente.

A influência de diferentes desenhos de conexões protéticas nos níveis de tecido ósseo e tecido mole ao redor de implantes unitários foi

estudada por Pieri *et al.* (2011). 40 pacientes foram aleatoriamente selecionados para receber conexões protéticas do tipo Cone Morse (grupo teste) ou conexões internas ao nível ósseo (grupo controle). Medidas clínicas e radiográficas foram realizadas no momento da instalação da prótese e 4 e 12 meses após. Ao final de 12 meses de acompanhamento, foi observada maior perda óssea marginal no grupo controle comparada ao grupo teste.

O processo inflamatório local devido ao *gap* entre o implante e a conexão protética, a ausência de distâncias biológicas adequadas e a concentração de estresse no tecido ósseo estão relacionadas à perda óssea inicial ao redor do implante. Sob cargas oclusais, o dente natural está sujeito a estresse ósseo. Entretanto, este estresse é reduzido pelo ligamento periodontal. A diferença entre a natureza da ancoragem ao osso em dentes e implantes pode tornar-se um problema biológico dependendo das condições de carga (axial e não-axial) e das características do tecido ósseo. Dessa forma, carga axial é preferível para minimizar complicações nos implantes, mas sabe-se que em regiões posteriores e de guias excursivos, os implantes são sujeitos a cargas oblíquas. Baseado nisto, diferentes conexões protéticas tem sido desenvolvidos a fim de melhorar a estabilidade mecânica das próteses sobre implante (Pita *et al.*, 2011) e reduzir a distribuição do estresse entre implante e o tecido ósseo. O sistema de conexão cone Morse tem uma ampla área de contato e resistência friccional na interface conexão-implante, o que promove estabilidade (Goiato *et al.*, 2012).

Os melhores resultados clínicos encontrados no uso de conexões protéticas internas estão relacionadas à redução da força vertical da plataforma do implante para a conexão protética, à melhor distribuição de cargas oblíquas internamente no implante e proteção do parafuso, assim como ao maior contato entre as paredes do sistema, resultando em uma conexão rígida e estável, resistente a movimentos de flexão (Goiato *et al.*, 2012).

2.4 Análise Fotoelástica

A fotoelasticidade é uma técnica experimental de análise de tensões e deformações que vem sendo usada com o objetivo de trazer orientações a problemas complexos de engenharia quando a solução analítica e/ou numérica é de difícil aplicação. Esta técnica também é usada na validação ou verificação experimental de soluções numéricas, no estudo de distribuição de tensões em problemas de geometria e carregamentos complexos, bem como na otimização de formas. Tal metodologia permite uma rápida análise qualitativa do estado de tensão, através da observação dos efeitos ópticos em modelos (Ueda *et al.*, 2004). A associação de filtros dispostos entre o observador, a fonte luminosa e o modelo permitem a visualização deste fenômeno. Tais filtros compõem um aparelho denominado polariscópio que promove a polarização da luz que o atravessa. A luz polarizada permite observação das tensões através da interpretação das imagens que compõem os parâmetros ópticos (Bernardes *et al.*, 2004).

A técnica de fotoelasticidade é particularmente útil para peças que apresentam infraestruturas complexas e pode ser aplicada em pesquisas odontológicas devido às diferentes formas dentais e distribuição de tensões. Na fotoelasticidade de transmissão, como regra geral, deve-se construir o modelo da estrutura a ser analisada, em material fotoelástico, cuidando para que o limite da elasticidade não seja ultrapassado através de pequenas deformações. A direção e magnitude das forças aplicadas no modelo devem ser simuladas o mais próximo da estrutura real (Mahler & Peyton, 1955).

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 ópticos se manifestam como franjas coloridas, que possuem um número de ordem, dependendo da intensidade da carga (Figura 1). A ordem de franja em um ponto está relacionada com o estado de tensões no modelo, através da conhecida "Lei Ótica das Tensões" (Dally & Rile, 1978).

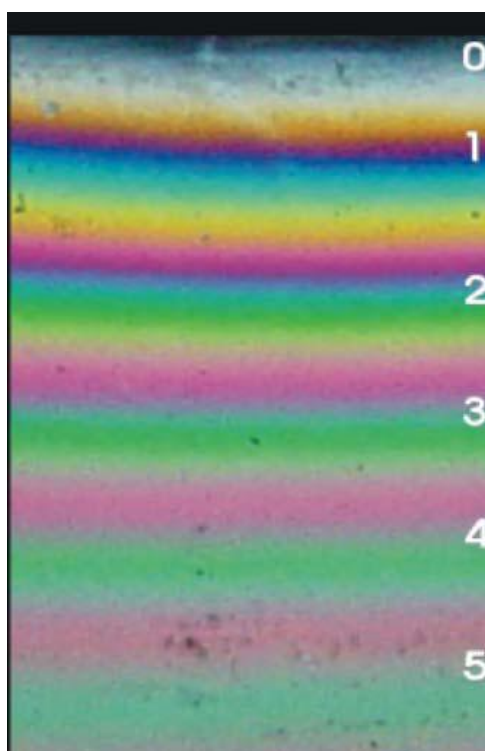


Figura 1 - Ordens de franja isocromáticas inteiras. Fonte: Damaceno (2005).

Alguns materiais transparentes e óticamente isotrópicos, quando submetidos a tensões tornam-se óticamente anisotrópicos. Essa característica permite que um raio de luz incidente sobre o corpo em tensão seja transmitido em dois raios ao longo dos planos principais do material. Os dois raios emergem com atraso, um em relação ao outro. A magnitude do atraso é proporcional à diferença entre tensões principais. O polariscópio é usado para medir o retardamento e avaliar a variação das tensões. O mecanismo de

medição utiliza a propriedade da interferência de ondas de luz (Dally & Riley, 1978).

A vibração associada a luz é perpendicular à direção de propagação. Uma fonte de luz emite ondas contendo vibrações transversais à direção de propagação. Com introdução de um filtro polarizador (p) no caminho das ondas de luz, somente uma componente dessas vibrações será transmitida (aquela paralela ao eixo de polarização do filtro). Este feixe orientado é chamado de luz polarizada. Se outro filtro polarizador (a) for colocado em sua trajetória, pode-se obter uma extinção completa do feixe se os eixos de polarização dos dois polariscópios estiverem perpendiculares entre si (Figura 2).

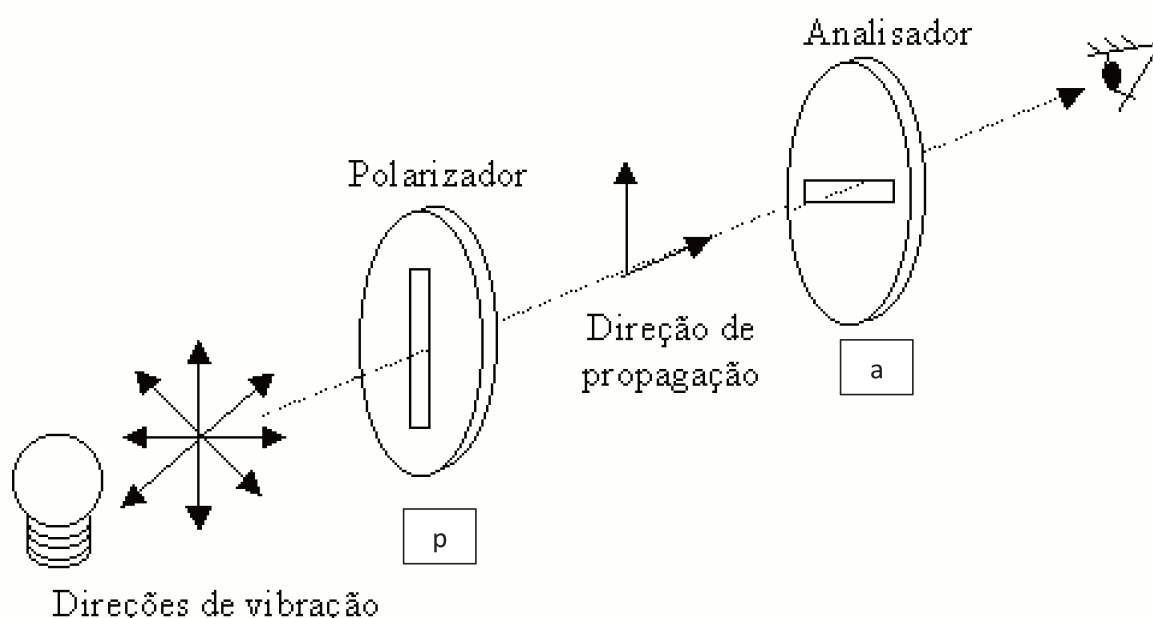


Figura 2 - Completa extinção da luz devido a posicionamento do polariscópio. Fonte: Damaceno (2005).

O índice de refração absoluto de um material pode ser definido como sendo a relação entre a velocidade de propagação da luz no vácuo e a velocidade de propagação da luz em um material qualquer. A relação entre as velocidades de propagação da luz entre dois diferentes materiais é chamada de índice de refração relativo do meio (2) em relação ao meio (1). Em um corpo homogêneo e isotrópico este índice é constante e independente da direção de propagação.

Certos materiais, principalmente plásticos, comportam-se homogeneamente quando isentos de tensões, mas tornam-se heterogêneos quando são submetidos a uma tensão. A mudança no índice de refração é em função da tensão aplicada.

Quando um feixe de luz polarizada se propaga através de um modelo plástico transparente de espessura qualquer, com um determinado nível de tensão, onde x e y são as direções das tensões principais no ponto sob consideração, o vetor de luz se divide em dois feixes polarizados, propagando-se nos planos x e y com velocidades diferentes, que dependem das tensões principais no ponto, como demonstrado na Figura 3.

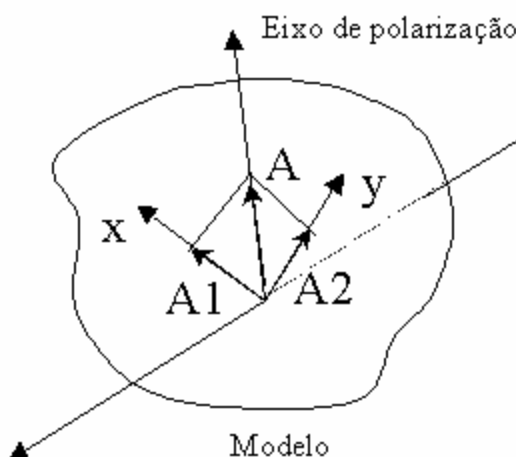


Figura 3 - Decomposição do vetor luz. Fonte: Damaceno (2005).

Polariscópio é o equipamento utilizado para análise dos parâmetros fotoelásticos, que pode ser regulado para polarizar a luz sob duas condições:

1. Polariscópio plano: o equipamento convencional é constituído de uma fonte de luz, duas placas polarizadoras de luz sendo uma definida como polarizadora e a outra como analisadora. Nele a posição padrão é aquela em que os eixos de polarização do polarizador e do analisador estão cruzados. Nesta situação, se não houver um modelo sobre tensão entre o polarizador e o analisador, a intensidade de luz emergindo do polariscópio será zero ou “campo escuro”. Ao contrário, se os eixos do polarizador e do analisador estiverem paralelos e não houver modelo tensionado entre eles, toda a luz

emergirá do polariscópio, ou seja, tem se “campo claro”. O desenho esquemático de polariscópio plano e modelo podem ser observados na Figura 4.

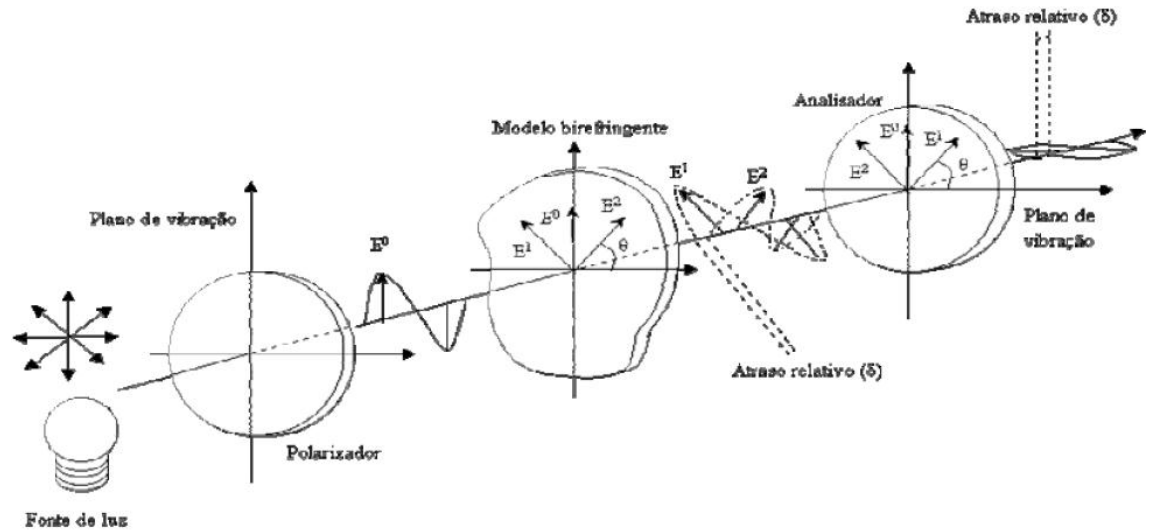


Figura 4 – Polariscópio plano. Fonte: Damaceno (2005).

2. Polariscópio circular: este equipamento é constituído de duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda posicionadas entre as duas placas polarizadoras mostradas no polariscópio plano, fazendo um ângulo de 45° com os eixos de polarização das placas. Sendo assim o polariscópio circular é constituído por duas placas polarizadoras, uma delas definida como polarizadora e a outra definida como analisadora, e de duas placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda.

A finalidade de se utilizar as placas retardadoras de $\frac{1}{4}$ de onda é para obtenção de luz polarizada circular, a partir da luz polarizada plana. O modelo esquemático deste equipamento é ilustrado na Figura 5.

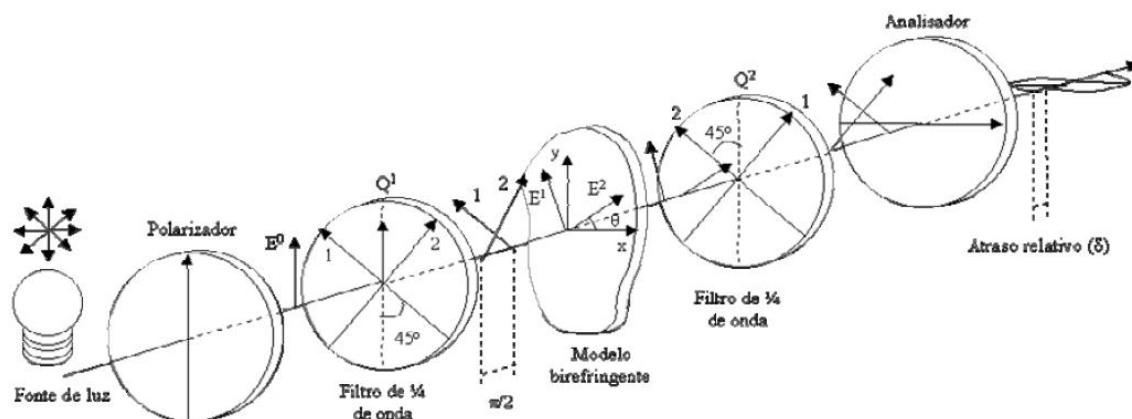


Figura 5 – Polariscópio circular. Fonte: Damaceno (2005).

A principal característica dos materiais fotoelásticos é que estes respondem às tensões e deformações através de uma mudança nos índices de refração nas direções das tensões principais. Os primeiros relatos da utilização da fotoelasticidade na Odontologia foi através de estudos de preparo cavitários para restaurações de amálgama (Noonan, 1949).

Glickman *et al.* (1970), também com o uso da fotoelasticidade, demonstraram através de estudos histológicos que as zonas de tensão geradas no modelo fotoelástico correspondiam exatamente às áreas de estresse nos tecidos biológicos, que são aquelas de reabsorção dos tecidos periodontais de suporte.

Haraldson (1980) através de estudos de fotoelasticidade avaliou a qualidade das franjas frente a situações como: implantes rosqueados inseridos por completo no material; implantes rosqueados com a simulação de perda óssea vertical, inserida apenas 2/3 de seu comprimento; implantes rosqueados com a inserção de 1/3 de seu comprimento, simulando perda óssea horizontal; e implantes sem roscas totalmente inseridos. Foram aplicadas nos implantes cargas axiais e oblíquas de mesmo valor para as diferentes situações. Foram observadas formas de franjas diferentes quando na presença do defeito ósseo.

Além disso, maior quantidade de franjas quando o implante foi carregado obliquamente, 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 da fixação.

Çehreli *et al.* (2004) através de estudos de fotoelasticidade reconheceram a problemática da perda de tecido duro ao redor das fixações devido ao acúmulo de tensões, além da importância da macro e microestrutura dos sistemas de implantes em determinar o comportamento mecânico dos implantes. De um ponto de vista biomecânico os desenhos de implantes, inclusive o tipo de junção, determinariam a magnitude das pressões sobre o osso circular ao implante.

Meirelles (2003) avaliou implantes dentários cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno de 3,75 de diâmetro por 10mm de comprimento. Os implantes foram inseridos em blocos fotoelásticos e o carregamento sobre os pilares foi aplicado a quinze graus do seu longo eixo. Os valores das ordens de franjas observadas mostraram um padrão de concentração de tensão mais homogêneo e menor na região do pescoço do implante com hexágono interno. As tensões verificadas no implante cilíndrico rosqueado com hexágono externo demonstraram os maiores valores de ordem de franja na região do pescoço e da primeira rosca do implante, áreas que normalmente ocorreriam perdas ósseas. A distribuição das tensões avaliadas nas demais regiões estudadas dos dois tipos de implantes foi similar. O autor relatou que a proporção dos valores de ordem de franja entre a parte coronal e o ápice do implante foi de até 5:1 para o implante rosqueado com hexágono externo e de 2,3: 1 para o hexágono interno. Os resultados apresentados neste estudo podem estar relacionados à geometria das conexões e dos implantes, já que a área e a localização do hexágono são responsáveis pela transmissão das tensões da prótese para o implante. O implante com conexão hexágono externo possui um pescoço em forma de trapézio, favorecendo o aumento da tensão nestes pontos. No implante com hexágono interno, o pescoço do implante tem a geometria muito parecida com resto do implante, não havendo oposição de superfícies. Desta forma, a região do pescoço do implante

hexagonal externo, que possui um hexágono menor e superior ao topo do implante, apresentaria os valores das ordens de franja maiores. No hexagonal interno o hexágono estaria no pilar, situando-se internamente ao implante e possuindo uma área maior de contato com o implante, transmitindo as tensões de forma mais homogênea.

Çehreli *et al.* (2004) compararam pressão e tensão de implantes com conexão hexagonal externa e cônica interna inseridos em resina para simulação de osso utilizando a técnica da fotoelasticidade e medidores de tensão. Foram confeccionados blocos fotoelásticos com implantes Brånemark, implantes Astra e implantes ITI, cônicos e cilíndricos. Foram analisados dois modelos de cada implante. Os modelos foram submetidos a dois valores de carga estática vertical e oblíqua a 20 graus. No sentido de serem obtidos valores mais exatos na região mais superior do modelo, junto à plataforma do implante, foram colados dois medidores de tensão tipo roseta (um de cada lado), pois esta área do modelo apresentou franjas decorrentes de efeito de borda. Sobre forças verticais todos os implantes apresentaram desenhos simétricos de padrões de franjas isoclínicas e maiores concentração de tensão no ápice das fixações. Em ambas as situações de carregamento não foram encontradas nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os diferentes implantes. A análise dos resultados dos medidores de tensão também não apresentou diferença significativa entre os modelos sobre os diferentes carregamentos. Esta avaliação fotoelástica não revelou nenhuma alteração no padrão de ordens de franja, independente da geometria das junções, do desenho ou do tratamento de superfície de cada colar avaliado.

Vários estudos *in vitro* tem relatado excelente estabilidade mecânica para conexão tipo Cone Morse. Esta conexão não permitiria perdas de parafusos de intermediário por reduzir cargas sobre a porção do parafuso do pilar a um nível suportável e ofereceria um melhor comportamento biomecânico sob cargas não-axiais (Çehreli & Iplikçioğlu, 2002).

Com o objetivo de investigar a distribuição de estresse em próteses suportadas por implantes com diferentes conexões protéticas, um estudo realizou análise fotoelástica de próteses sobre implante com conexão tipo

hexágono externo ou conexão tipo cone Morse, sob carregamento axial e oblíquo. Os resultados mostraram que o carregamento oblíquo aumentou a concentração de estresse em ambos os grupos. Entretanto, sob carregamento axial, os implantes unitários com conexão tipo cone Morse apresentaram estresse reduzido, quando comparados ao hexágono externo (Goiato *et al.*, 2012).

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar, comparativamente, *in vitro*, o papel de diferentes sistemas de implantes, curtos e longos, sob carregamento axial e oblíquo, na distribuição de tensões em modelos fotoelásticos.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a realização do presente estudo, foram obtidos 16 modelos de resina fotoelástica com implantes e conexões protéticas instaladas, como descritas na Tabela 1:

Tabela 1 – Delineamento do estudo.

Grupo	Amostra	Característica do implante
Grupo I	4 Unidades	Implante Neodent (longo) Titamax CM Cortical 5x11mm
Grupo II	4 Unidades	Implante Bicon (longo) 5x11mm
Grupo III	4 Unidades	Implante Neodent Titamax WS Cortical (Curto) 5x6mm
Grupo IV	4 Unidades	Implante Bicon (Curto) 5x6mm

4.1 Confeccção da matriz metálica e obtenção do modelo laboratorial

Foram confeccionadas 8 matrizes metálicas de aço inoxidável retangular, com dimensões de altura, comprimento e espessura de 40 X 50 X 12mm, utilizadas para obtenção dos modelos de resina nas mesmas dimensões (Figura 6).

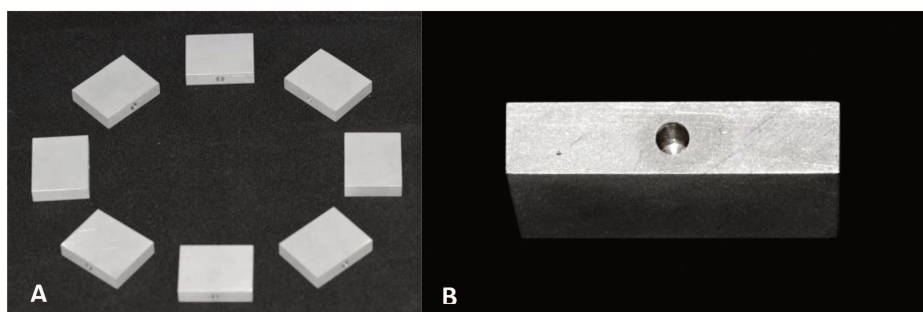


Figura 6 – A) Matrizes metálicas; B) Perfuração em um dos lados da matriz metálica.

Em todas as matrizes foi realizada 2 perfurações, uma na face superior e outra na face inferior, permitindo a instalação de análogos de implantes, retidos nos orifícios por cola quente de presa rápida. Os análogos foram adaptados aos seus respectivos transferentes de moldagem e com o auxílio de um delineador (BioArt, São Carlos, SP, Brasil) foram inseridos nas perfurações realizadas para que fossem posicionados de forma perpendicular (Figura 7).

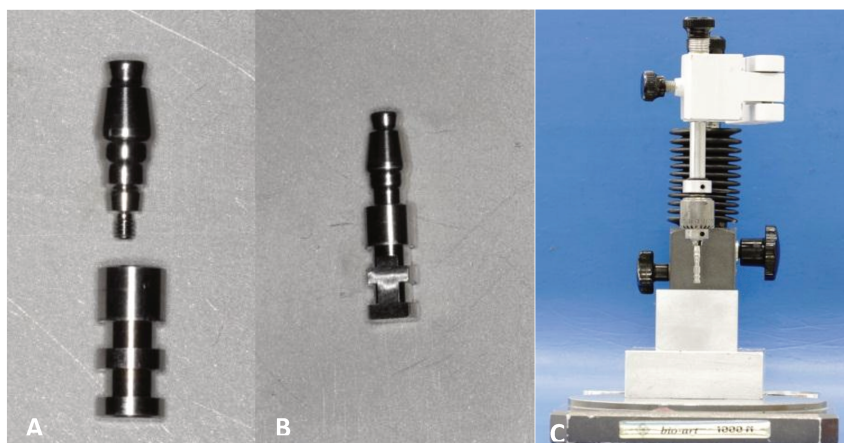


Figura 7 – A) Transferente de moldagem e análogo do implante; B) Adaptação do transferente ao análogo; C) Instalação do conjunto transferente e análogo ao bloco metálico com o auxílio de um delineador.

A disposição dos análogos foi determinada de maneira a simular a distribuição clínica para prótese unitária.

O conjunto matriz metálica e transferente foi posicionado em um recipiente de plástico para moldagem de transferência, a fim de, confeccionar um molde de borracha Silicone ASB-10 azul (Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil) (Figura 8).

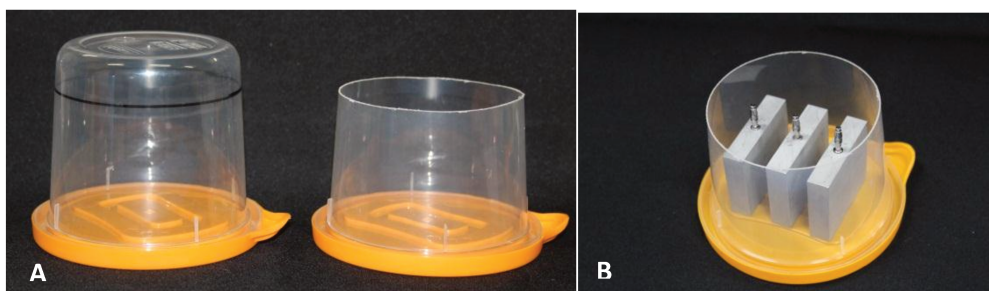


Figura 8 – A) Recipiente plástico para moldagem; B) Conjunto matriz metálica e transferente posicionados para moldagem.

O material de moldagem foi manipulado de acordo com as instruções do fabricante na proporção de 5% do catalisador para 100g de silicone, necessário para cobrir a peça a ser moldada (Figura 9).

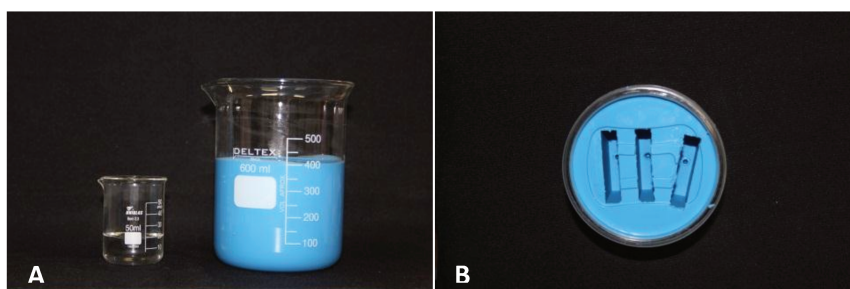


Figura 9 – A) Proporcionamento do material de moldagem; B) Molde da matriz metálica.

Concluído o prazo de cura de 24 horas, foram removidas cuidadosamente as matrizes metálicas, obtendo-se assim os moldes para confecção dos modelos fotoelásticos.

4.2 Confeção do modelo fotoelástico

Para a confecção do modelo fotoelástico foi adaptado aos implantes os seus respectivos transferentes de moldagem e o conjunto instalado nos moldes de silicone (Figura 10).

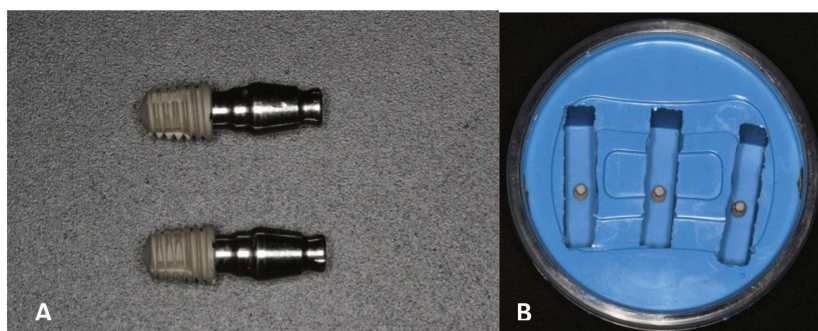


Figura 10 – A) Conjunto implante e transferente; B) Adaptação do conjunto ao molde.

4.3 Preparo da resina fotoelástica

Para a confecção do modelo fotoelástico foi utilizada resina fotoelástica flexível composta por sistema bi-componente, à base de resina epóxi e endurecedor (Resina Flexível GIII CMR-201 e endurecedor CME-252/ Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil), que após a cura apresenta alta flexibilidade, transparência e excelente acabamento superficial (Figura 11).



Figura 11 – Resina fotoelástica flexível (base e endurecedor).

A preparação da resina seguiu as recomendações do fabricante. Em um Becker de vidro adicionou-se 10g de catalisador à 100g da resina e esta mistura foi manipulada com o auxílio de um bastão de vidro por aproximadamente 10 minutos, com o intuito de evitar a inclusão de ar e formação de estrias na mistura. O recipiente contendo a resina foi colocado em uma câmara à vácuo a 70kgf/cm² por 5min, para a remoção das bolhas.

Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica, usando uma seringa descartável com o propósito de reduzir a incorporação de bolhas no molde.

Após a inclusão da resina, o molde foi armazenado em um recipiente fechado para proteger o material de impurezas, durante o tempo de polimerização de 72 horas recomendado pelo fabricante. Após o tempo de cura, os modelos fotoelásticos foram retirados do molde obtendo um modelo translúcido apropriado para a análise fotoelástica (Figura 12).

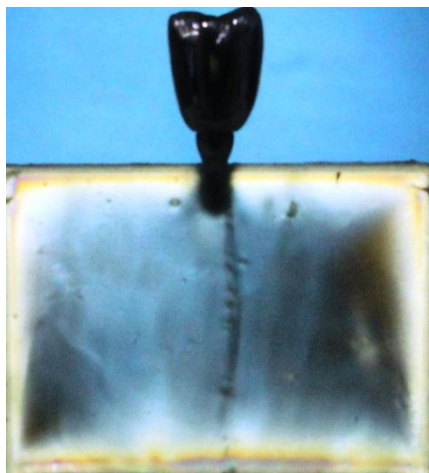


Figura 12 – Modelo fotoelástico.

4.4 Confeção da prótese

As próteses foram confeccionadas através das matrizes metálicas com seus respectivos análogos. Foram confeccionadas 4 coroas fabricadas com liga de cromo-cobalto pela técnica convencional. Para os implantes curtos a prótese apresentou as dimensões de 13mm de altura, 10mm de comprimento no sentido méso-distal e 8mm de largura no sentido vestibulo-lingual, com o

intuito de reproduzir a situação clínica de confecção de próteses mais longas em áreas de grande reabsorção óssea onde os implantes curtos são indicados. Já as próteses para os implantes longos apresentaram as dimensões de 8mm de altura, 10mm de comprimento no sentido méso-distal e 8mm de comprimento no sentido vestibulo-lingual.

Todas as próteses foram cimentadas aos conectores protéticos de 3,5mm de altura nos seus respectivos implantes (Figura 13).

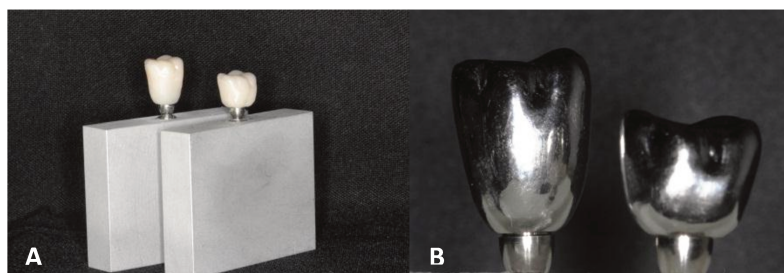


Figura 13 – A) Enceramento protético; B) Próteses confeccionadas.

4.5 Análise fotoelástica

4.5.1 Calibração da resina

O modelo fotoelástico foi previamente avaliado quanto à presença de gradientes de tensões, denominado “efeito de borda” através de um polariscópio circular desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (LPM/FEMEC/UFU). Este polariscópio é dotado de uma parte óptica e mecânica. Na parte óptica este aparelho possui uma fonte de luz branca, um filtro polarizador, um difusor e um filtro analisador. Na 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 (Figura 14).

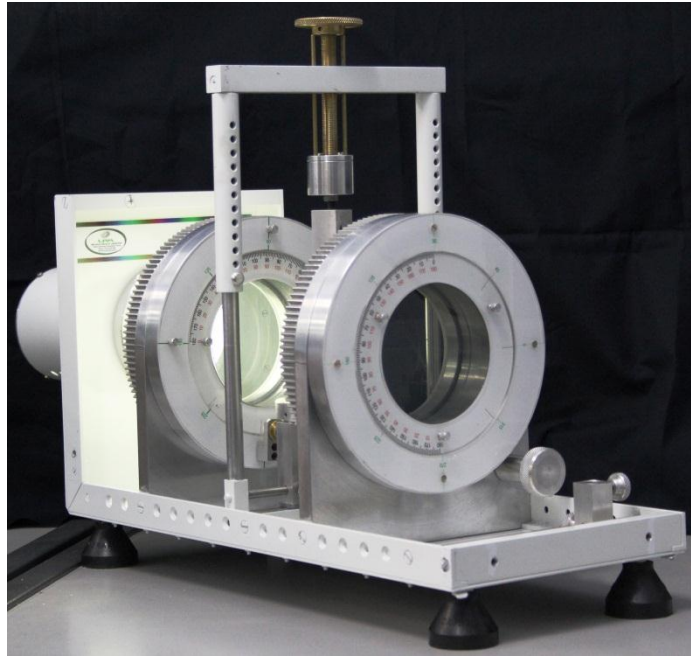


Figura 14 – Polariscópio circular.

A análise fotoelástica utilizada foi à técnica quasitridimensional, realizada com auxílio do polariscópio circular, citado acima, acoplado a uma câmera digital (Canon EOS T3i, Ohta-Ku, ToKyo, Japan), permitindo registrar as imagens em fotografias digitais. As leituras dos parâmetros fotoelásticos foram feitas em um único plano do modelo fotoelástico. O modelo fotoelástico foi colado à base de fixação do polariscópio com adesivo de presa rápida à base de cianocrilato (Super Bonder® – Loctite, São Paulo, SP, Brasil), de tal forma que a posição do mesmo na base de fixação não fosse alterada.

Para se caracterizar a resina fotoelástica e determinar valores numéricos às franjas, deve-se calcular a tensão cisalhante máxima, τ (N/mm²), equação (1), onde K é a constante ótica e b a espessura do modelo fotoelástico (12mm). Para isso, é necessário obter o valor das ordens da franja (N_f), e determinar a constante ótica do material fotoelástico utilizado (K).

$$\tau = \frac{KN_f}{2b} \quad (1)$$

O valor da constante ótica (K) foi determinado utilizando um processo de calibração em um modelo de disco, com 30mm de diâmetro,

confeccionado a partir da mesma resina usada no modelo fotoelástico, sob compressão. Neste modelo a força de compressão se relaciona com a ordem de franja, por meio da seguinte equação:

$$K = \frac{8a}{\pi D} \quad (2)$$

Utilizando a equação anterior é possível determinar uma curva de calibração, por meio da determinação do coeficiente angular da reta (a) e o diâmetro do disco (D), obtendo a constante fotoelástica. Foi utilizado neste trabalho a constante $K=0,38 \text{ N/mm}^2$.

4.6 Aplicação de carga

Os modelos foram posicionados no polariscópio circular e através de uma máquina de teste universal (Lider, Araçatuba, São Paulo, Brasil) aplicou-se cargas axiais simulando oclusão classe I de Angle e oblíquas no sentido mésio distal na cúspide mesial de 0,5 Kgf através de uma célula de carga em pontos fixos na superfície oclusal de todas as coroas. Os modelos foram posicionados em um dispositivo com angulação preestabelecida de 15 graus para o carregamento oblíquo (Figura 15).

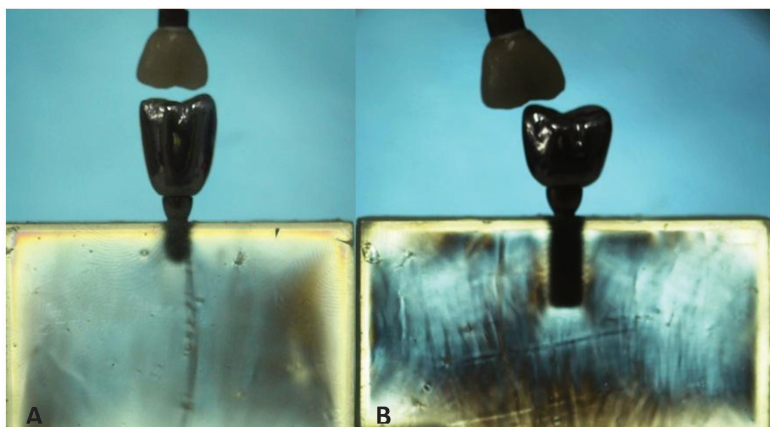


Figura 15 – A) Aplicação de carga axial; B) Aplicação de carga oblíqua.

4.7 Leitura das ordens de franjas

Para a padronização da leitura das ordens de franjas, foram escolhidos 16 pontos distribuídos ao longo do corpo dos implantes. Estes pontos foram mapeados em imagens do modelo, para cada plano, obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio, através do programa *Fringes*®, em plataforma MATLAB do LPM/ FEMEC/UFU (Figura 16).

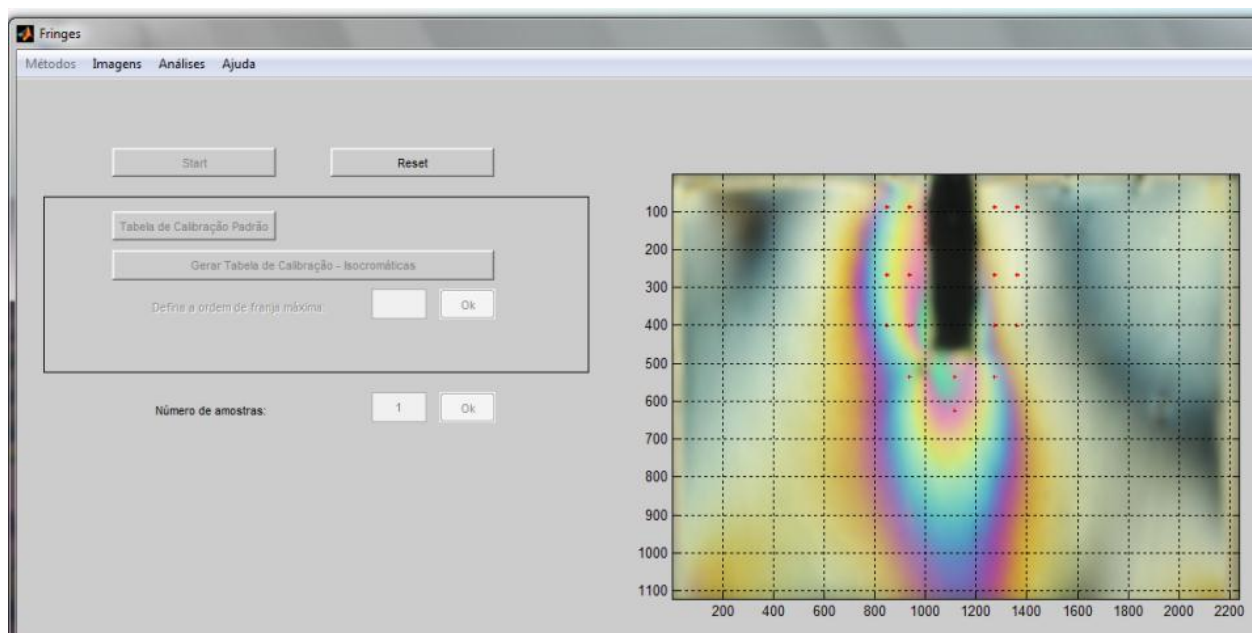


Figura 16 – Ilustração do programa *Fringes* em plataforma MATLAB.

Todos os modelos foram analisados, usando um gabarito com medidas de largura e comprimento de 25 X 50mm, respectivamente. Esta técnica tornou possível a padronização da posição dos pontos ao longo dos implantes onde foi dividido em área cervical (1,2,4,5,10,11,13 e 14) e apical (3,6,7,8,9,12,15 e 16) para análise das áreas (Figura 17).

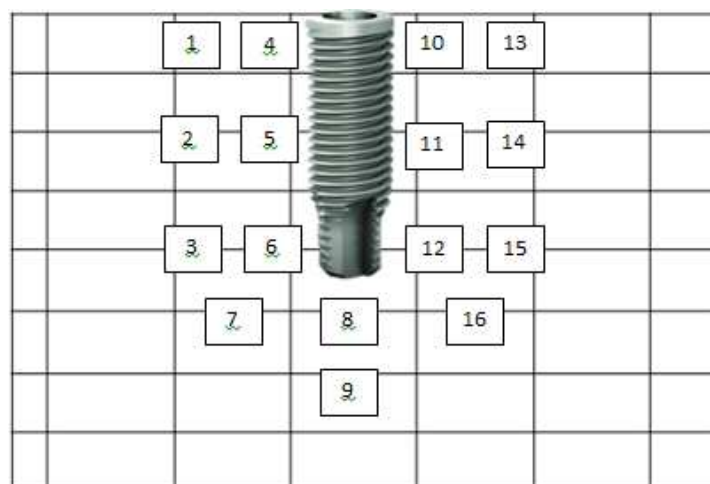


Figura 17 – Orientações da posição dos pontos

Por meio das imagens obtidas pela máquina digital acoplada ao polariscópio e analisadas pelo programa foi realizada a determinação dos padrões das ordens de franja (Nf) isocromáticas, em cada ponto selecionado, usando a escala de cores da resina fotoelástica utilizada no estudo (figura 18).

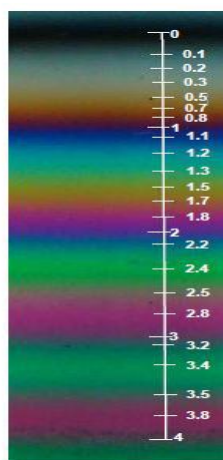


Figura 18 - Visualização das cores das ordens de franjas inteiras (Nf) e suas transições

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

Franja de ordem **Nf** = 0 (Preta)

Franja de ordem **Nf** = 1 (Transição violeta/ azul)

Franja de ordem **Nf** = 2 (Transição vermelho/ verde)

Franja de ordem **Nf** = 3 (Transição vermelho/ verde)

Franja de ordem **Nf** = 4 (Transição vermelho/ verde)

A análise dos padrões de franja foi realizada através da escala de cores, uma vez que as franjas isocromáticas são definidas, no programa, dependendo dos níveis de tensão em um ponto determinado do modelo. Os valores da escala de cor foram ajustados visualmente pelo padrão de cor específico, por meio de uma função de minimização e uma tabela de calibração do programa.

O padrão de cor específico era convergido para o valor final das ordens de franja (**Nf**) em uma grade de dados. Quando o programa não conseguia convergência dos valores pela baixa qualidade da imagem, ajustes manuais, a partir da escala, tiveram que ser realizados.

4.8 Análise estatística

Para análise dos dados, resultantes das tensões cisalhantes (**T**) do ensaio fotoelástico, os mesmo foram tabulados em planilha da Microsoft Excel e divididos em Tensão Total, Tensão Apical e Tensão Cervical, tanto para forças axiais quanto oblíquas.

Para comparação dos grupos foi utilizado teste t de Student, com nível de significância de 5% utilizando o programa estatístico Bioestat 5.0.

5 RESULTADOS

Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos analisados quando comparados os dois sistemas de implantes, Neodent e Bicon, tanto para o carregamento axial quanto para o carregamento oblíquo, como mostrado na Tabela 2.

Tabela 2: Comparação das tensões (Kgf) cisalhantes, axial e oblíqua, entre os sistemas de implante Neodent e Bicon, nos implantes curtos e longos.

		Média e Desvio Padrão		
		Neodent	Bicon	p
Axial	curto	468,9 ± 20,5	425,5 ± 37,8	0,08
	longo	362,5 ± 76,8	312,8 ± 24,3	0,26
Oblíquo	curto	503,0 ± 22,2	476,1 ± 24,1	0,15
	longo	335,6 ± 13,4	325,5 ± 37,2	0,62

As tensões sofridas na área cervical e apical, separadamente, de ambos os sistemas de implantes, tanto no carregamento axial quanto no carregamento oblíquo, são mostradas na Tabela 3.

Tabela 3: Comparação das tensões (Kgf) cisalhantes, axial e oblíqua, entre os sistemas de implante Neodent e Bicon, nos implantes curtos e longos, nas áreas cervical e apical.

			Média e Desvio Padrão		
			Neodent	Bicon	p
Cervical	Axial	curto	218,8 ± 13,8	192,4 ± 25,9	0,1223
		longo	174,2 ± 43,2	135,7 ± 12,2	0,1375
	Oblíquo	curto	248,5 ± 7,3	215,5 ± 22,2	0,0303*
		longo	144,8 ± 5,2	153,4 ± 16,1	0,3447
Apical	Axial	curto	250,1 ± 31,5	233,1 ± 15,6	0,372
		longo	188,3 ± 37,5	177,0 ± 13,6	0,5939
	Oblíquo	curto	254,5 ± 20,7	260,6 ± 8,8	0,6057
		longo	190,8 ± 8,4	172,1 ± 25,7	0,2154

* p<0,05

Observou-se que implantes curtos do sistema Neodent apresentaram maior tensão cisalhante na região cervical após carregamento oblíquo, quando comparados aos implantes curtos do sistema Bicon, com diferença estatisticamente significativa. Este padrão não foi encontrado para os implantes curtos sob carregamento axial e para os implantes longos, tanto no carregamento axial quanto oblíquo.

Esta diferença estatística é detalhada na Figura 19 em que observamos que há maior tensão no grupo Neodent.

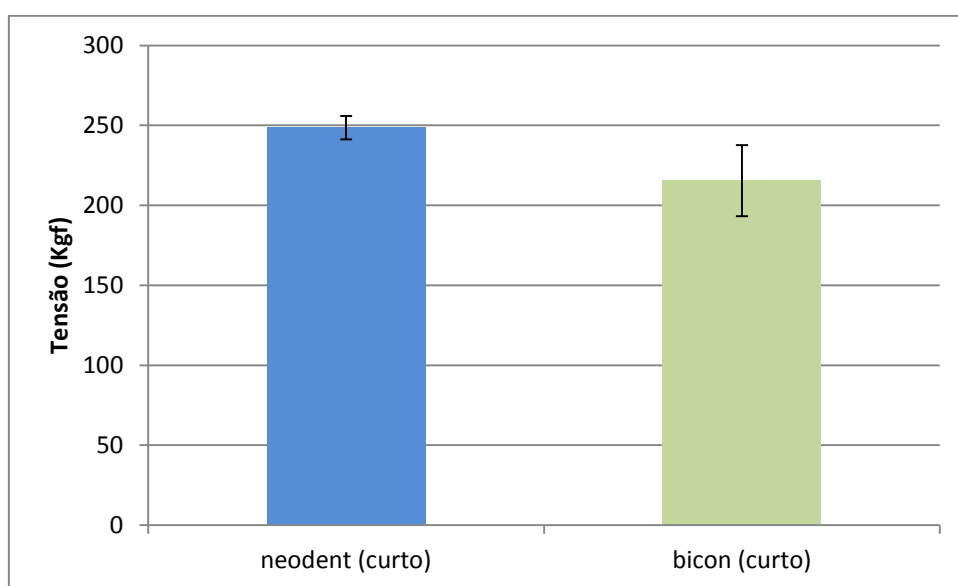


Figura 19 - Tensão (kgf) média nos corpos de prova na área cervical, sob carregamento oblíquo, dos dois sistemas de implante curto.

Quanto à distribuição de tensão na região apical dos implantes, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os sistemas de implantes Neodent e Bicon, tanto no carregamento axial quanto oblíquo.

Comparando-se a distribuição de tensão entre área cervical e apical, os resultados mostraram que os implantes longos do sistema Neodent apresentam maior tensão cisalhante na região apical, sob carregamento oblíquo, com diferença estatisticamente significativa. Nas demais comparações do sistema Neodent, esta diferença não foi encontrada (Tabela 4).

Tabela 4: Comparação entre as tensões (Kgf) cisalhantes, axial e oblíqua, nas áreas cervical e apical dos implantes curtos e convencionais do sistema Neodent e Bicon.

			Média e Desvio Padrão		
			Cervical	Apical	p
Neodent	Axial	curto	218,8 ± 13,8	250,1 ± 31,5	0,1196
		longo	174,2 ± 43,2	188,3 ± 37,5	0,6395
	Oblíquo	curto	248,5 ± 7,4	254,5 ± 20,7	0,604
		longo	144,8 ± 5,2	190,8 ± 8,4	< 0,0001*
Bicon	Axial	curto	192,4 ± 25,9	233,1 ± 15,6	0,036*
		longo	135,7 ± 12,2	177,0 ± 13,6	0,004*
	Oblíquo	curto	215,5 ± 22,2	260,6 ± 8,85	0,0092*
		longo	153,4 ± 16,0	172,1 ± 25,7	0,2641

* p<0,05

Esta diferença estatística entre os implantes curtos e convencionais no sistema Neodent é observada graficamente na Figura 20, em que há maior tensão na região apical.

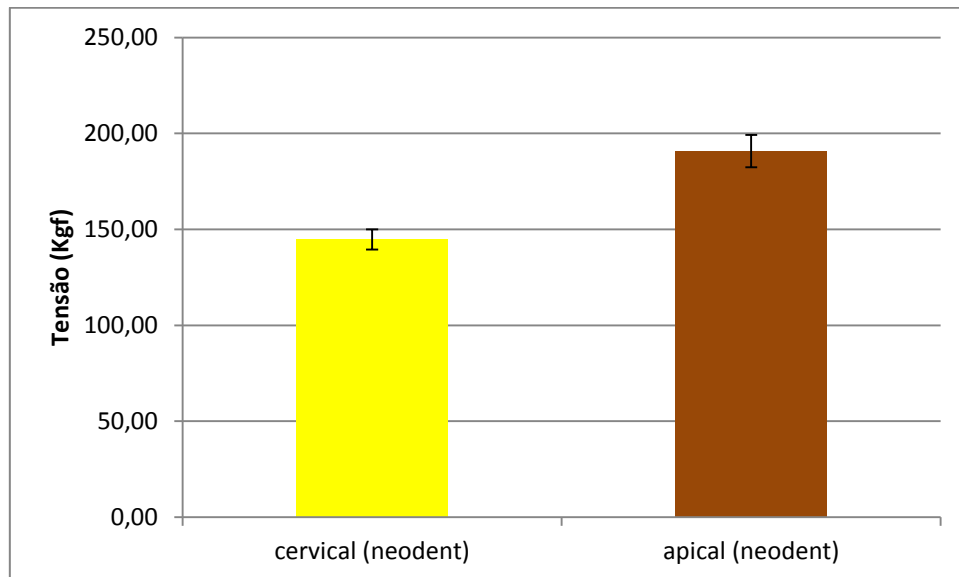


Figura 20 - Tensão (kgf) média na região cervical e apical dos corpos de prova, no carregamento oblíquo do sistema de implante longo Neodent.

Para o sistema de implantes Bicon, a região apical dos corpos de prova sofreu maior tensão que na região cervical, com diferença estatisticamente significativa, exceto para os implantes convencionais sob carregamento oblíquo.

Esta diferença estatística entre as regiões dos corpos de prova é ilustrada nas Figuras 21, 22 e 23.

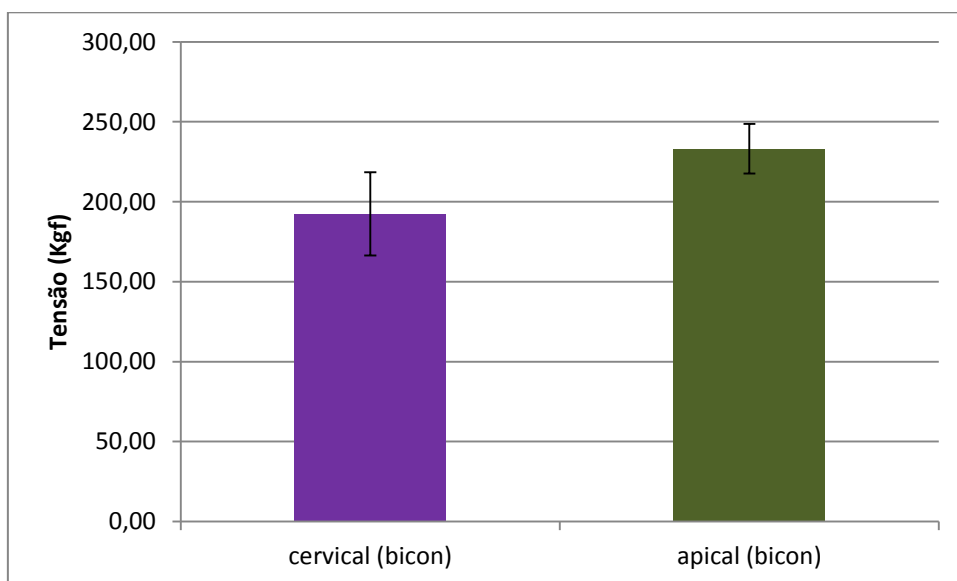


Figura 21 - Tensão (kgf) média na região cervical e apical dos corpos de prova, no carregamento axial do sistema de implante curto Bicon.

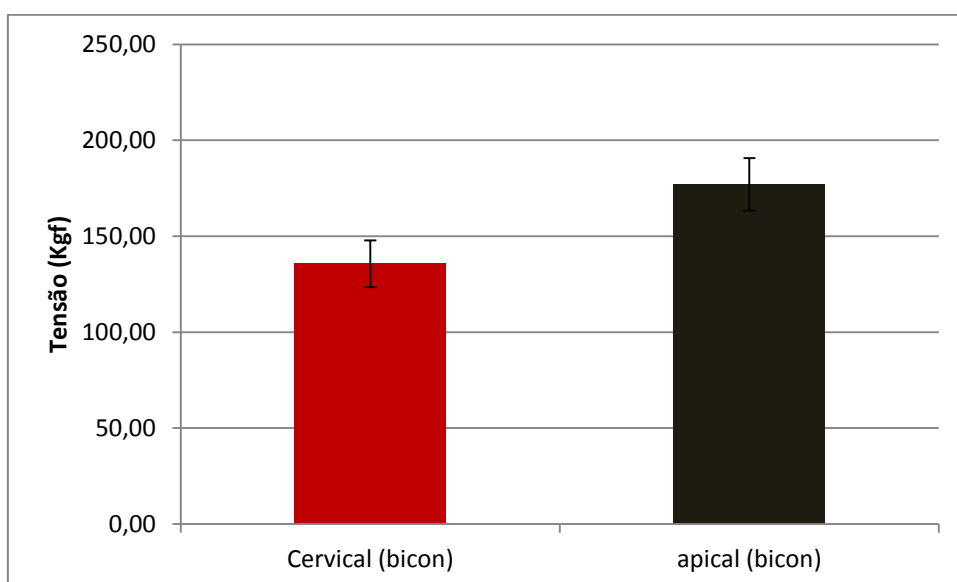


Figura 22 - Tensão (kgf) média na região cervical e apical dos corpos de prova, no carregamento axial do sistema de implante longo Bicon.

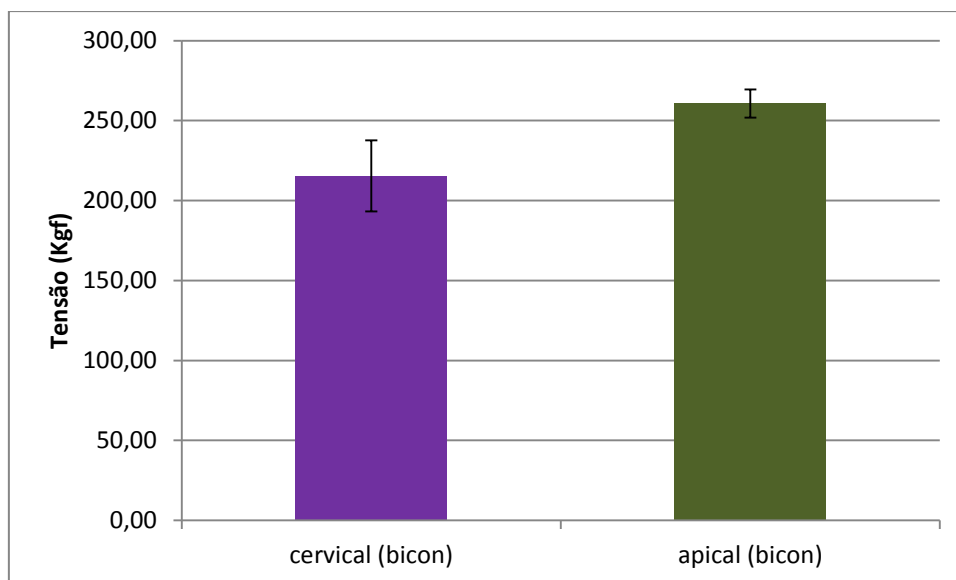


Figura 23 - Tensão (kgf) média na região cervical e apical dos corpos de prova, no carregamento oblíquo do sistema de implante curto Bicon.

Ao se analisar a influência do comprimento do implante, observou-se maior tensão de cisalhamento para os implantes curtos de ambos os sistemas, com diferença estatisticamente significativa, tanto no carregamento axial quanto no carregamento oblíquo (Tabela 5).

Tabela 5: Comparação das tensões (Kgf) cisalhantes, axial e oblíqua, entre os implantes curtos e longos, nos sistemas de implante Neodent e Bicon.

Média e Desvio Padrão				
		curto	longo	p
Carregamento axial	Neodent	468,9 ± 20,5	362,5 ± 76,8	0,03*
	Bicon	425,5 ± 37,8	312,7 ± 24,3	0,02*
Carregamento oblíquo	Neodent	503,0 ± 22,2	335,6 ± 13,4	< 0,0001*
	Bicon	476,1 ± 24,1	325,5 ± 37,1	0,0005*

* p<0,05

Ao se comparar a tensão (kgf) nos corpos de prova dos implantes curtos e convencionais, do sistema Neodent, no carregamento axial, observou-se que o implante curto sofreu maior tensão, como evidenciado na Figura 24.

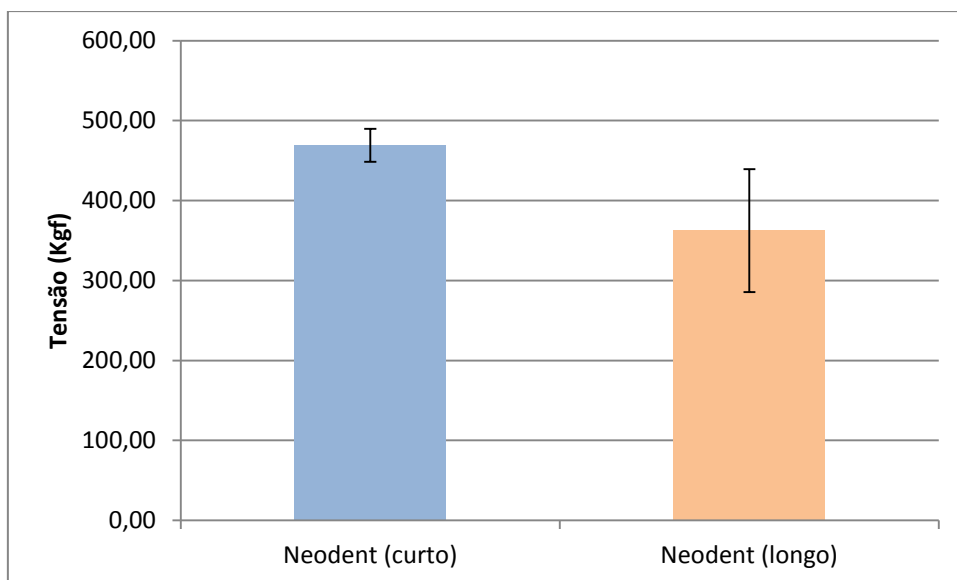


Figura 24 - Tensão (kgf) média nos corpos de prova do sistema Neodent de implantes curtos e longos, no carregamento axial.

Ao se verificar a tensão (Kgf) nos corpos de prova dos implantes curtos e convencionais, do sistema Bicon, no carregamento axial, observou-se que há maior tensão no grupo Bicon curto (Figura 25).

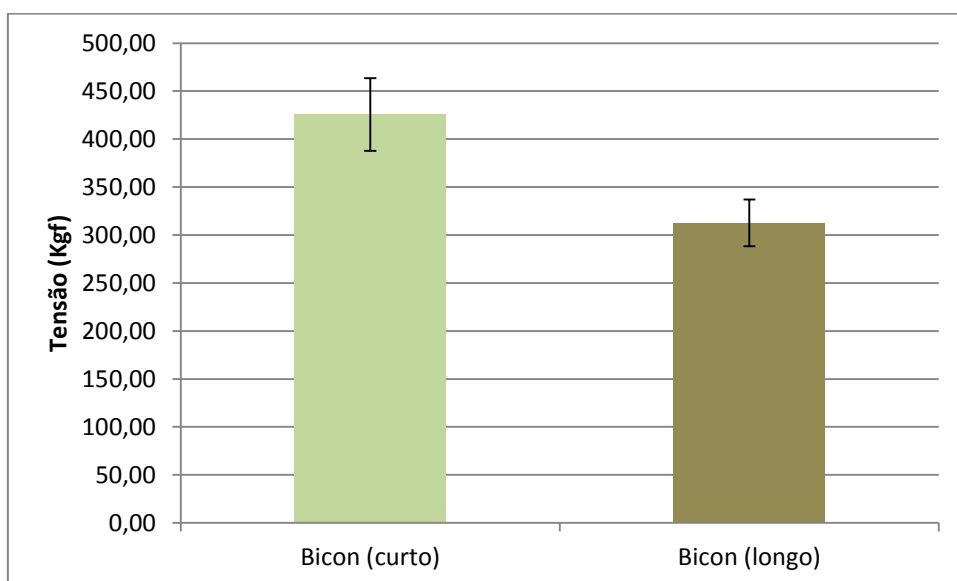


Figura 25 - Tensão (kgf) média nos corpos de prova do sistema Bicon de implantes curtos e longos, no carregamento axial.

Ao se analisar a tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento oblíquo, dos implantes curtos e convencionais do sistema Neodent, também há maior tensão nos implantes curtos (Figura 26).

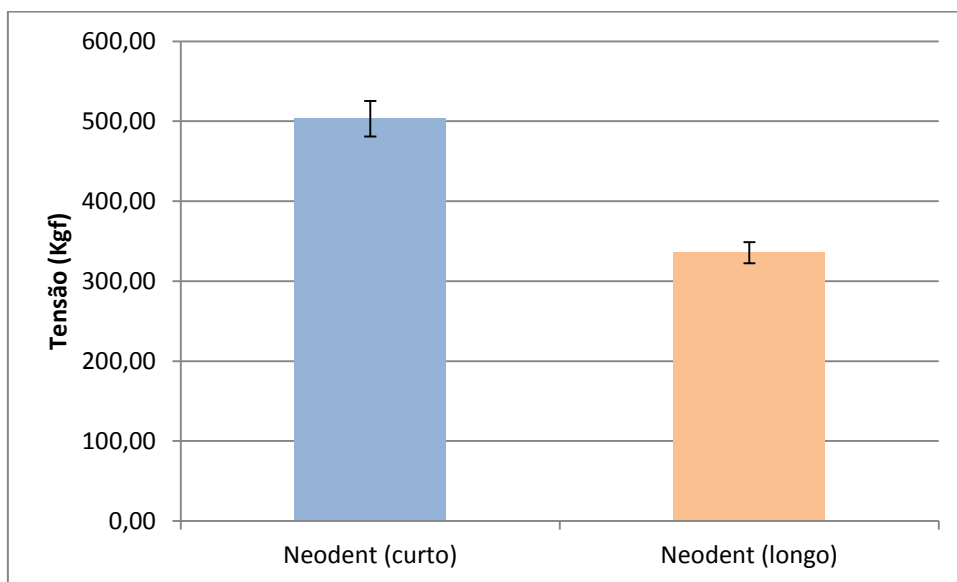


Figura 26 - Tensão (kgf) média nos corpos de prova do sistema Neodent de implantes curtos e longos, no carregamento oblíquo.

A Figura 27 mostra que após carregamento oblíquo, a tensão (kgf) nos corpos de prova dos implantes curtos do sistema Bicon foi maior quando comparada à tensão observada nos implantes convencionais do mesmo sistema.

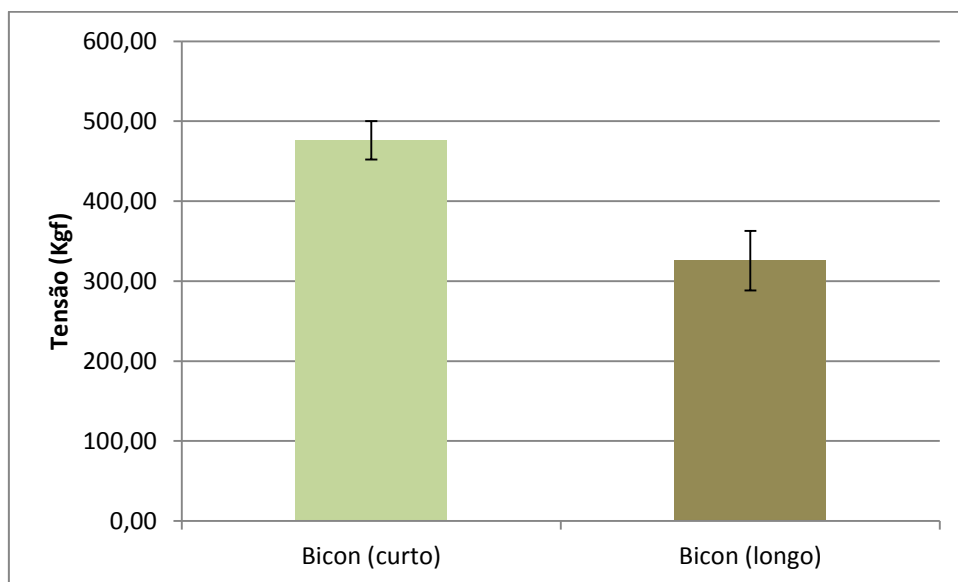


Figura 27 - Tensão (kgf) média nos corpos de prova do sistema Bicon de implantes curtos e longos, no carregamento oblíquo.

A Tabela 6 compara as tensões sofridas pelos implantes curtos e longos dos dois sistemas, na região cervical e apical, sob carregamento axial e oblíquo. Observou-se maior tensão na região apical dos implantes curtos sob carregamento axial, quando comparados à região apical de implantes longos, com diferença estatisticamente significativa. Sob carregamento oblíquo, tanto a região cervical quanto a região apical dos implantes curtos do sistema Neodent sofreram maior tensão.

Tabela 6: Comparação entre as tensões (Kgf) cisalhantes, axial e oblíqua, dos sistemas Neodent e Bicon, nos implantes curtos e longos, nas áreas cervical e apical.

Média e Desvio Padrão					
			curto	longo	p
Neodent	Axial	cervical	218,8 ± 13,8	174,2 ± 43,3	0,0966
		apical	250,1 ± 31,5	188,3 ± 37,5	0,0451*
	Oblíquo	cervical	248,5 ± 7,3	144,8 ± 5,2	< 0,0001*
		apical	254,52 ± 20,7	190,8 ± 8,4	0,0013*
Bicon	Axial	cervical	192,4 ± 25,9	135,7 ± 12,2	0,0075*
		apical	233,15 ± 15,6	177,0 ± 13,6	0,0016*
	Oblíquo	cervical	215,5 ± 22,2	153,4 ± 16,1	0,004*
		apical	260,6 ± 8,8	172,1 ± 25,7	0,0006*

* p<0,05

A diferença estatística observada entre as regiões dos implantes curtos e longos, sob carregamento axial e oblíquo são mostradas na Figura 28, 29 e 30.

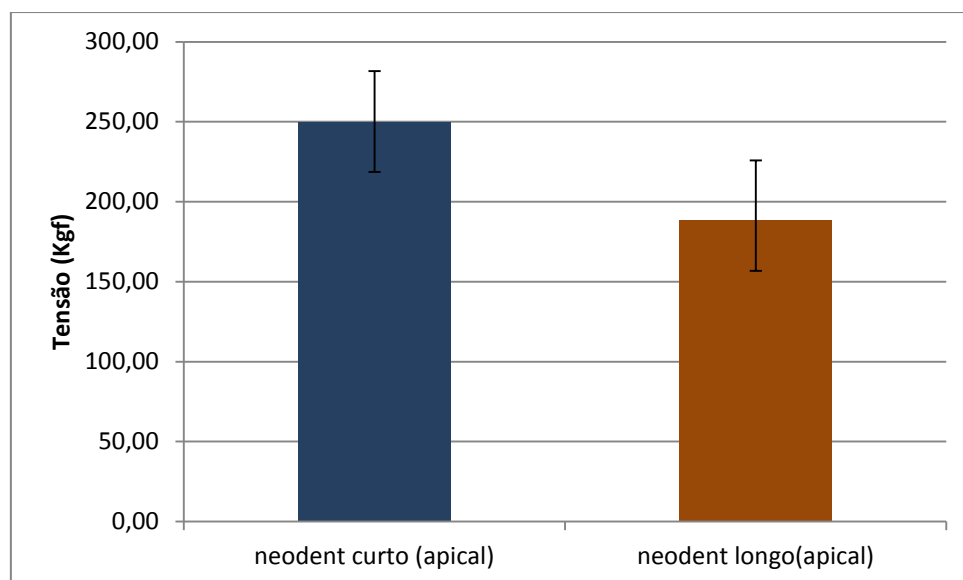


Figura 28 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento axial, no sistema Neodent em implantes curtos e longos na região apical.

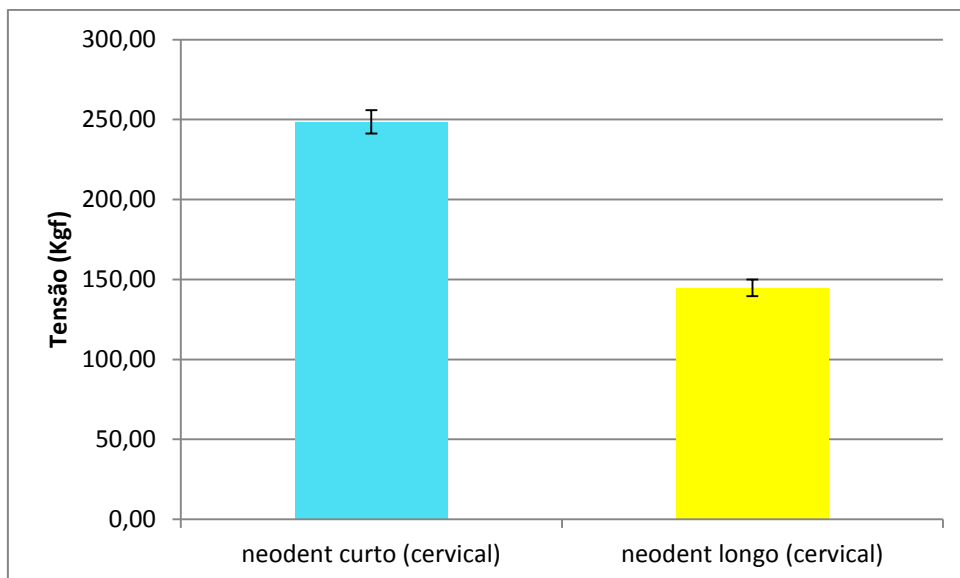


Figura 29 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento oblíquo, no sistema Neodent em implantes curtos e longos na região cervical.

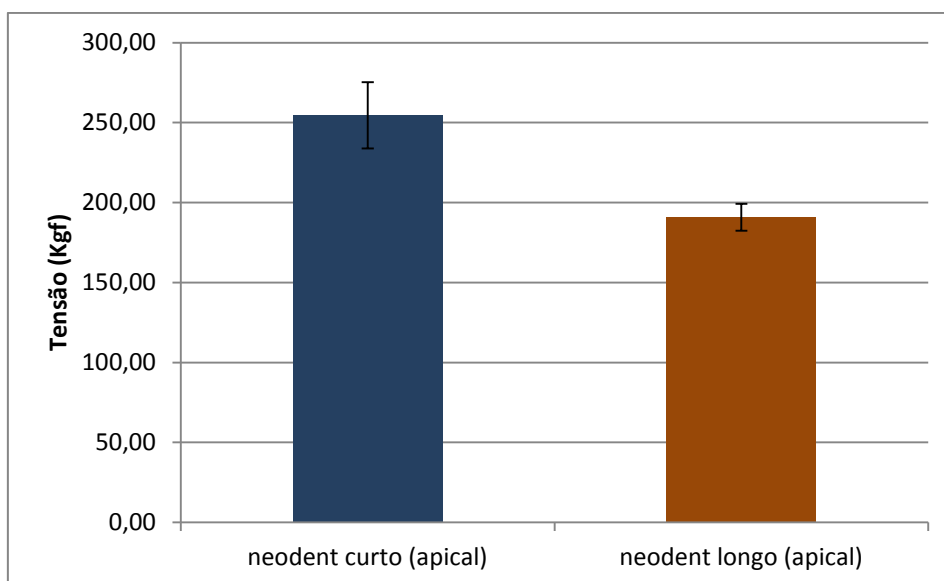


Figura 30 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento oblíquo, no sistema Neodent em implantes curtos e longos na região apical.

Também se observou diferença estatística significativa em todos os grupos analisados do sistema Bicon, tanto sob carregamento axial quanto oblíquo, quando se comparou os implantes curtos e longos, na área cervical e apical.

Estas diferenças estatísticas são mostradas graficamente (Figura 31, 32, 33 e 34), evidenciando que em todos os casos, tanto na região cervical quanto na região apical, os implantes curtos do sistema Bicon sofreram maior tensão que os implantes convencionais.

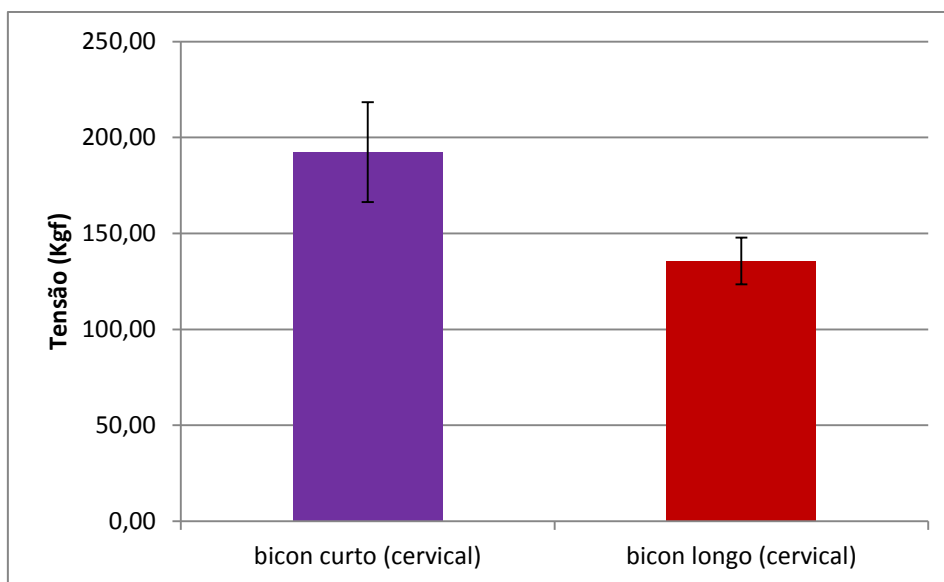


Figura 31 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento axial, no sistema Bicon em implantes curtos e longos na região cervical.

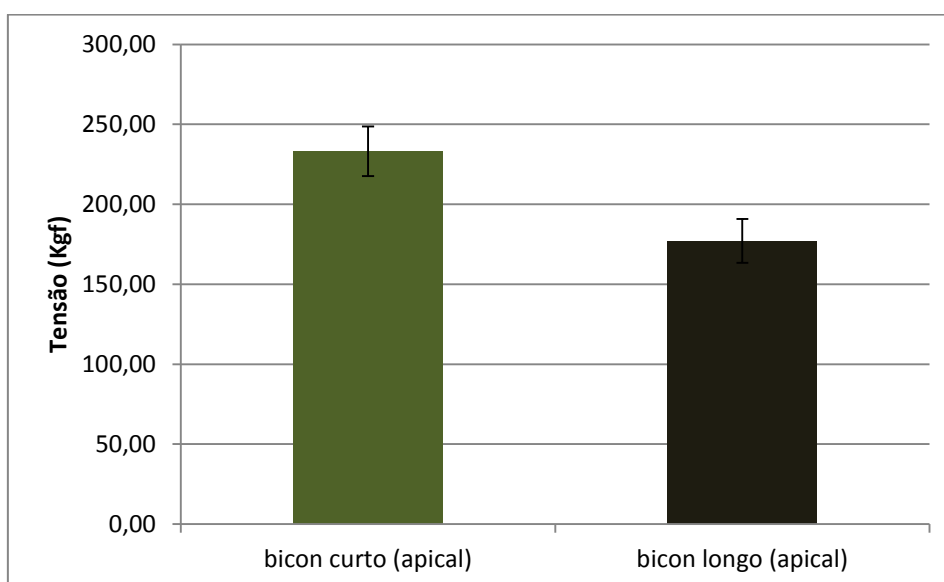


Figura 32 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento axial, no sistema Bicon em implantes curtos e c longos na região apical.

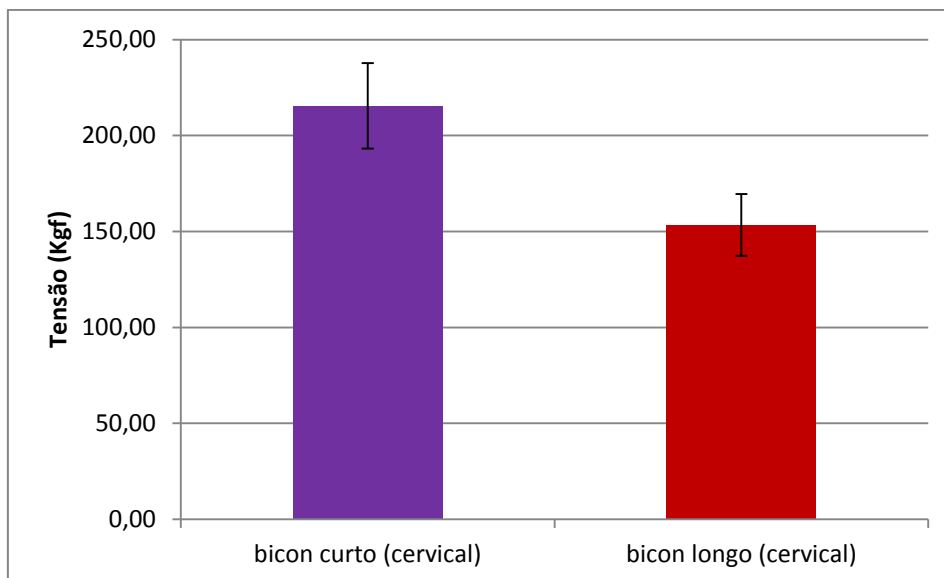


Figura 33 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento oblíquo, no sistema Bicon em implantes curtos e longos na região cervical.

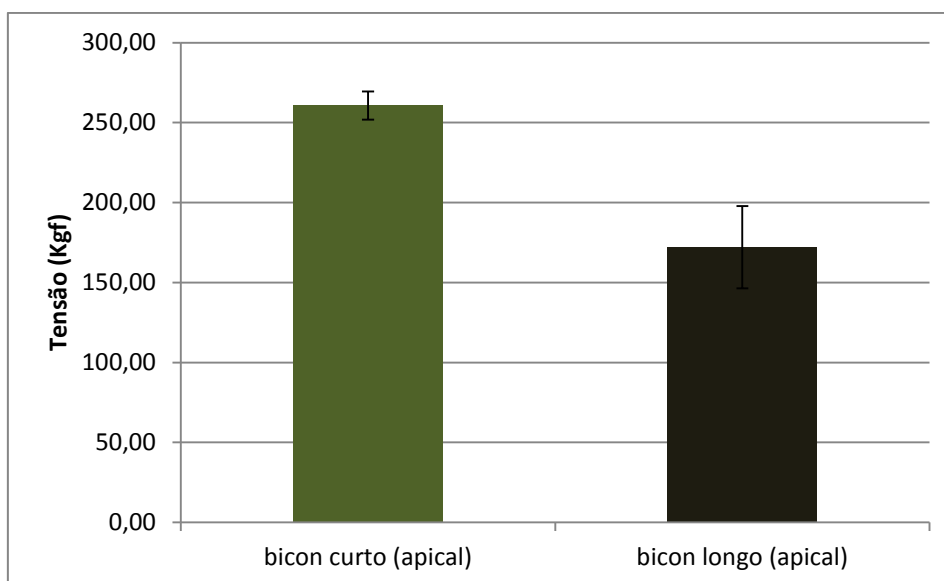


Figura 34 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no carregamento oblíquo, no sistema Bicon em implantes curtos e longos na região apical.

Quando se comparou as tensões (kgf) sofridas sob carregamento axial e oblíquo, nos implantes curtos e convencionais dos dois sistemas, observou-se que os implantes curtos do sistema Neodent sofreram maior tensão no carregamento oblíquo, quando comparado ao carregamento axial

($p=0.0319$). Nos demais implantes, não houve diferença estatisticamente significativa entre carregamento axial e oblíquo (Tabela 7).

Tabela 7: Comparação entre as tensões (Kgf) cisalhantes sob carregamento axial e oblíquo dos implantes curtos e longos, dos sistemas Neodent e Bicon.

Média e Desvio Padrão				
		Carregamento axial	Carregamento oblíquo	p
Neodent	curto	469,0 ± 20,5	503,0 ± 22,2	0,0319*
	longo	362,5 ± 76,8	335,6 ± 13,4	0,5467
Bicon	curto	425,5 ± 37,8	476,1 ± 24,1	0,0609
	longo	312,8 ± 24,3	325,6 ± 37,2	0,5376

* $p<0,05$

A Figura 35 ilustra a diferença observada entre carregamento axial e oblíquo dos implantes curtos do sistema Neodent.

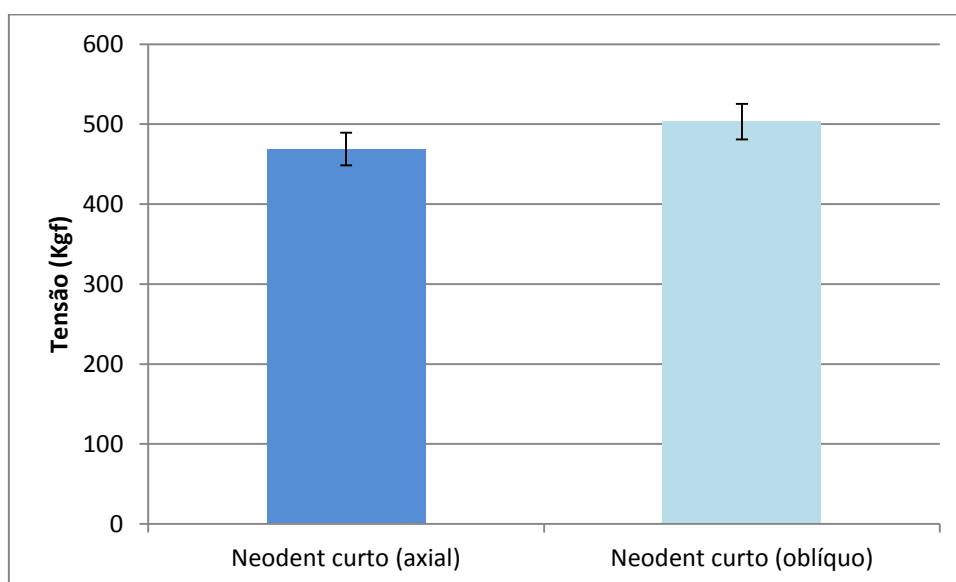


Figura 35 - Tensão (kgf) nos corpos de prova, no sistema Neodent em implantes curtos no carregamento axial e oblíquo.

6 DISCUSSÃO

De forma geral, para os implantes curtos e para os implantes convencionais, o sistema do implante não foi um fator significativo na distribuição das tensões, tanto no carregamento axial quanto no carregamento oblíquo. Este achado também foi descrito por Bozkaya *et al.* (2004), já que não foi observada diferença entre os sistemas de implantes sob carregamento oblíquo de 11,3 graus com magnitude de força que variou de 100 a 300N.

O comprimento do implante foi um fator extremamente importante na distribuição das tensões neste estudo. Implantes convencionais, nos dois sistemas de implantes estudados, apresentaram menor tensão de cisalhamento que os implantes curtos, independente da direção do carregamento (axial ou oblíquo). Este achado pode estar relacionado à menor área de superfície do implante curto, o que pode levar a maior concentração de tensão. Além disso, a altura de 13mm da prótese dos implantes curtos neste estudo, comparada à prótese de 8mm dos implantes longos, levou a maior sobrecarga nos primeiros, devido maior altura do braço de alavanca. De acordo com Rangert *et al.* (1995), quanto maior a distância entre a crista óssea e superfície oclusal, maior será a sobrecarga sofrida pelo implante, podendo levar a maior flexão da fixação. Este padrão observado nesta análise *in vitro* pode sugerir que o reduzido tamanho dos implantes curtos pode levar a complicações biomecânicas na transferência de cargas ao osso subjacente, como destacou Chang *et al.* (2012). Esta suposição pode ser confirmada por achados clínicos que evidenciam menor taxa de sucesso de implantes curtos quando comparados a implantes de maior comprimento (Bahat, 1993; Winkler *et al.*, 2000; Herrmann *et al.*, 2005; Telleman *et al.*, 2011).

Tem sido proposto na literatura que o aumento da superfície de contato do implante poderia oferecer maior resistência mecânica. Baseado nisto, em rebordos alveolares com altura limitada, pode ser favorável o uso de implantes curtos com maior diâmetro possível (Neves *et al.*, 2006; Faegh & Müftü, 2010; Chang *et al.*, 2012) e com superfície tratada (Kotsovilis *et al.*, 2009).

Quando as regiões cervicais e apicais foram avaliadas separadamente, observou-se que sob carregamento oblíquo, os implantes curtos do sistema Neodent apresentaram maior tensão na região cervical quando comparados à mesma região nos implantes do sistema Bicon. Entretanto, na região apical, não houve diferença entre os sistemas de implante estudados, nos diferentes carregamentos. Esta menor tensão observada nos implantes curtos Bicon sob carga oblíqua pode ser explicada pela inclinação positiva da região cervical destes implantes, uma vez que, de acordo como Faegh & Müftü (2010,) fatores como inclinação positiva e maior altura do colar do implante reduzem a magnitude do estresse da interface osso-implante. Além disso, o fato da diferença entre implantes curtos do sistema Neodent e Bicon só ter sido observada sob carregamento oblíquo, pode ser devido a maiores níveis de tensão nos componentes dos implantes gerada pelas forças oblíquas excessivas quando comparadas às forças de compressão (Rangert *et al.*, 1995). De acordo com Misch (2006), forças laterais representam um aumento de 50 a 200% no estresse compressivo quando comparados com o carregamento vertical.

Comparando-se as regiões cervical e apical dos implantes, dos diferentes sistemas, observou-se maior tendência à tensão mais apicalmente em todos os implantes, tanto sob carga axial quanto sob carga oblíqua, embora sem diferença estatística em algumas comparações. Implantes Neodent convencionais apresentaram maior tensão na região apical sob carregamento oblíquo, com diferença estatisticamente significativa. Por outro lado, diferença estatística foi observada na região apical dos implantes Bicon curtos e convencionais sob carregamento axial, assim como para implantes Bicon curtos sob carregamento oblíquo. Estes achados não corroboram com os resultados encontrados por O'Mahony & Williams (2001), que mostraram que o pico de estresse ocorre no ponto mais cervical ao redor dos implantes. Esta discrepância pode ser explicada pelo tipo de conexão dos sistemas de implantes utilizados neste estudo. A conexão tipo "Cone Morse" destes sistemas de implantes pode reduzir cargas na porção cervical do implante e levar a um melhor comportamento biomecânico sob cargas oblíquas (Çehreli &

İplikçioglu, 2002). Considerando que quanto maior é o estresse gerado na região cervical, maior será a perda óssea na região cervical do implante, métodos que possam reduzir o estresse na crista óssea tem um impacto na longevidade do implante (Misch, 2006). Assim, a escolha de implantes com conexão tipo “Cone Morse” pode representar uma alternativa racional.

Os implantes curtos de ambos os sistemas sofreram maior tensão que os implantes convencionais, mesmo quando foram analisadas as regiões cervical e apical separadamente, independente da direção de carregamento. Isso pode ser explicado pela menor área de contato do implante curto, como já tratado anteriormente.

Implantes curtos do sistema Neodent apresentam maior tensão sob cargas oblíquas quando comparados a cargas axiais. Esta diferença não foi observada nas comparações de diferentes carregamentos dos implantes convencionais do sistema Neodent e dos implantes do sistema Bicon. Embora esteja claro que implantes curtos podem estar sujeitos a maior tensão, principalmente sob cargas oblíquas, os implantes curtos do sistema Bicon não apresentaram este padrão. A macroestrutura do implante pode explicar este fenômeno. De acordo com Çehreli *et al.* (2004) a macro e a microestrutura dos sistemas de implantes podem determinar o comportamento mecânico deste. Diferentes configurações de rosca podem desempenhar um importante papel no tipo de força transmitida (Misch *et al.*, 2001). Patra *et al.* (1998) relataram que implantes com desenho de rosca cônica exibiram maior nível de estresse no osso quando comparados àqueles implantes com desenho de rosca paralela. Estes achados corroboram com o presente estudo, uma vez que os implantes curtos do sistema Neodent, que apresentaram maior tensão sob carga oblíqua, apresentam roscas cônicas, enquanto que implantes do sistema Bicon apresentam roscas paralelas. Entretanto, Chun *et al.* (2002) mostraram resultados que contrastam com nossos achados, com o estresse máximo encontrado em roscas do tipo platô, configuração das roscas dos implantes do sistema Bicon utilizado neste estudo.

Forças oblíquas excessivas podem levar a vários tipos de falhas, incluindo perda óssea na região cervical do implante (Vaillancourt *et al.*, 1996).

Baseado nos achados do presente estudo sugere-se que em situações de risco para sobrecarga, como reduzida altura óssea, a escolha de implantes curtos do sistema Bicon pode ser uma melhor alternativa em relação aos implantes curtos do sistema Neodent.

A partir destes resultados apresentados, evidenciou-se que diversos fatores podem afetar a transferência de cargas ao redor do implante, incluindo tipo de carregamento, comprimento do implante, geometria das roscas do implante, altura da prótese. Em adição, embora fora dos limites deste estudo, qualidade e quantidade óssea (Geng *et al.*, 2001), implantes isolados no arco (Bahat, 1993), instalados em região posterior, situações de cantilever e diâmetro do implante (Rangert *et al.*, 1995), também são fatores que influenciam na distribuição de tensões ao redor dos implantes.

Estudos clínicos têm documentado que próteses suportadas por implantes na região posterior da maxila e da mandíbula geralmente apresentam altas taxas de sucesso (Adell *et al.*, 1990; Bahat, 1993). Estes achados evidenciam que falhas nos implantes ocorrem quando diferentes fatores adversos estão envolvidos simultaneamente, a ponto de superar o limite de sobrecarga que os tecidos ao redor do implante podem suportar. Dessa forma, a identificação de fatores de risco para a sobrecarga do implante deve guiar a tomada de decisão clínica, uma vez que fatores adversos locais aliados a fatores adversos relacionados ao implante, mostrados neste estudo, como altura da prótese e comprimento e geometria do implante, podem contribuir para o insucesso da terapia.

7 CONCLUSÃO

Dentro dos limites deste estudo, pode-se concluir que:

- ✓ Os implantes curtos apresentaram maiores níveis de tensão que os implantes convencionais, independente do sistema e da direção do carregamento;
- ✓ Os implantes curtos do sistema Neodent apresentaram maiores níveis de tensão na área cervical, quando comparados à mesma região dos implantes do sistema Bicon, sob carregamento oblíquo;
- ✓ O carregamento oblíquo resultou em maiores níveis de tensão nos implantes curtos do sistema Neodent que o carregamento axial.

REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347–59.
2. Adell R, Lekholm U, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10: 387–416.
3. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engvall S, Engquist B, Eriksson AR *et al*. Osseointegrated oral implants: A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma Implants. *J Periodontol*. 1988; 59(5): 287–96.
4. Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont*. 1993; 6(2): 95-105.
5. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1986; 1(1): 11-25.
6. 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.
7. Avivi-Arber L, Zarb GA. Clinical effectiveness of implant-supported single tooth replacement: the Toronto study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11(3): 311-21.

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

8. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: Report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8: 151–61.
9. 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.
10. Bernardes, S. R.; Araújo, C. A.; Neves, F. D. Análise de tensões em implantes dentários utilizando a técnica fotoelástica. III CONEM, 2004. III Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, 2004 apresentado em Belém. 1 CD-ROM.
11. Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*. 2004; 92: 523-30.
12. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*. 1983; 50(3): 399-410.
13. Brånemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intraosseous anchorage of dental protheses. I – Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3: 81-100.
14. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O *et al*. Osseointegrated dental implants in the treatment of edentulous jaws. Experience from a 10 year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977; 16: 1-132.
15. Çehreli MC, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2004; 15(2): 249-57.

- 16.Çehreli MC, Iplikcioglu H. *In vitro* strain gauge analysis of axial and off-axial loading on implant supported fixed partial dentures. *Implant Dent.* 2002; 11(3): 286-92.

- 17.Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med. Eng. Phys.* 2012; 34(2): 153-60.

- 18.Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, *et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 565-74.

- 19.Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis.* 2 ed. Tokyo: McGraw-Hill Kogakusha Ltda; 1978.

- 20.Damaceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.

- 21.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.

- 22.Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev.* 2009; 7(4):CD003607.

- 23.Faegh S, Müftü S. Load transfer along the bone–dental implant interface. *J Biomech.* 2010; 43:1761–70.

24. Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Brånemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(2):142-6.
25. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001; 85:585-98.
26. Givol N, Taicher S, Halamish-Shani T, Chaushu G. Risk management aspects of implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002; 17(2): 258-62.
27. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol*. 1970; 41(1):30-5.
28. Goiato MC, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol Scand*. 2012; 10:1–6.
29. 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.
30. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kultje C. Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20(2): 220-30.
31. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1991; 6(3):270-6.

32. Kheiralla LS, Kheiralla LS, Younis JF. Peri-implant biomechanical responses to standard, short-wide and mini implants supporting single crowns under axial and off-axial loading (An In-Vitro study). *J Oral Implantol*. 2011 Dec 30. [Epub ahead of print].
33. Kohn DH. Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol*. 1992; 18(3): 204-19.
34. Kotsovilis S, Fourmoussis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and metaanalysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol*. 2009; 80:1700–18.
35. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955; 34(6): 831-38.
36. Meirelles, L. A., Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [Dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2003.
37. Misch CE. Divisions of available bone in implant dentistry. *Int J Oral Implantol*. 1990; 7(1): 9-17.
38. Misch CE. *Prótese sobre Implantes*. São Paulo: Santos; 2006.
39. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol*. 2001 Sep;72(9):1276-86.
40. Morgan J, James D, Pilliar M. Fractures of the fixture component of an osseointegrated implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993;8:409-14.
41. Mumcu E, Bilhan H, Cekici A. Marginal bone loss around implants supporting fixed restorations. *J Oral Implantol*. 2011; 37(5):549-58.

42. Narby B. Factors shaping demand for prosthetic dentistry treatment with special focus on implant dentistry. *Swed Dent J Suppl.* 2011; (218):3-65.
43. Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Jan-Feb;21(1):86-93.
44. Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparation. *J Dent Child.* 1949; 16 (4): 24-8.
45. O'Mahony A.M., Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000; 9(3):207-18.
46. O'Mahony, A.M., Williams, J.L. & Spencer, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases periimplant stress and strain under oblique loading. *Clinical Oral Implants Research.* 2001; 12: 648–57.
47. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent.* 1998; 7:355-68.
48. Pieri F, Aldini NN, Marchetti C, Corinaldesi G. Influence of Implant-Abutment Interface Design on Bone and Soft Tissue Levels Around Immediately Placed and Restored Single-Tooth Implants: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26:169–78.
49. Pita MS, Anchieta RB, Barão VAR, Garcia Jr IR, Pedrazzi V, Assunção WG. Prosthetic Platforms in Implant Dentistry. *J Craniofac Surg.* 2011;22: 2327-31.

50. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Schepers E, Calberson L, Theuniers G, *et al.* The cumulative failure rate of the Brånemark system in the overdenture, the fixed partial, and the fixed full prosthesis design: A prospective study on 1273 fixtures. *J Head Neck Pathol.* 1991;10:43–53.
51. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and implant success in the Brånemark system. *Clin Oral Impl Res.* 1992; 3:104–111.
52. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending Overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326–334.
53. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Imp Res.* 2006;17 (Suppl. 2):35–51.
54. Salas-Luévano MA, Rivas-Gutierrez J. La odontología en el pueblo Maya. *ADM.* 2001; 58(3): 103-07.
55. Schnitman PA, Shulman LB. Recommendations of the consensus development conference on dental implants. *J Am Dent Assoc.* 1979 Mar; 98(3): 373-7.
56. Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989; 62(5): 567-72.
57. Spiekermann H, Jansen VK, Richter EJ. A 10-year follow-up study of IMZ and TPS implants in the edentulous mandible using bar-retained overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995; 10(2): 231-43.
58. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18:894–901.

59. Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston Slater JJR, Meijer HJA. A systematic review of the prognosis of short (10mm) dental implants placed in the partially edentulous patient. *J Clin Periodontol*. 2011; 38: 667–676.
60. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: Four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:193–200.
61. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*. 2004;18(1):45-52.
62. Vaillancourt, H., Pilliar, R.M. & McCammond, D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996; 11: 351–359.
63. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, *et al*. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: Results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:417–423.
64. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol*. 2000; 5(1):22-31.
65. Zarb GA, Schmitt A, Baker G. Tissue-integrated prostheses: osseointegration research in Toronto. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1987; 7(1): 8-35

APÊNDICE

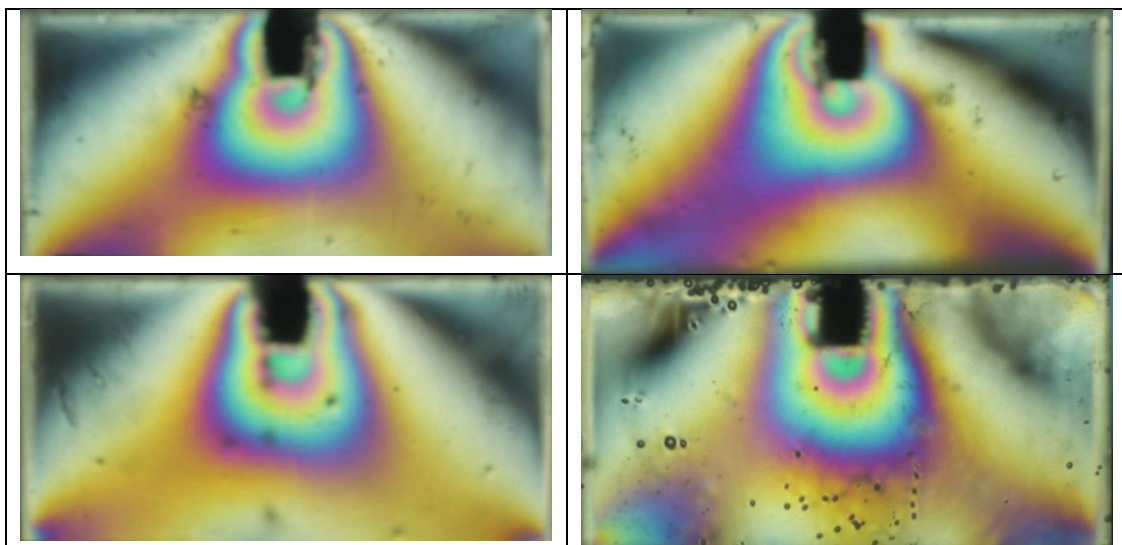


Figura 36 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Bicon curto sob carregamento axial.

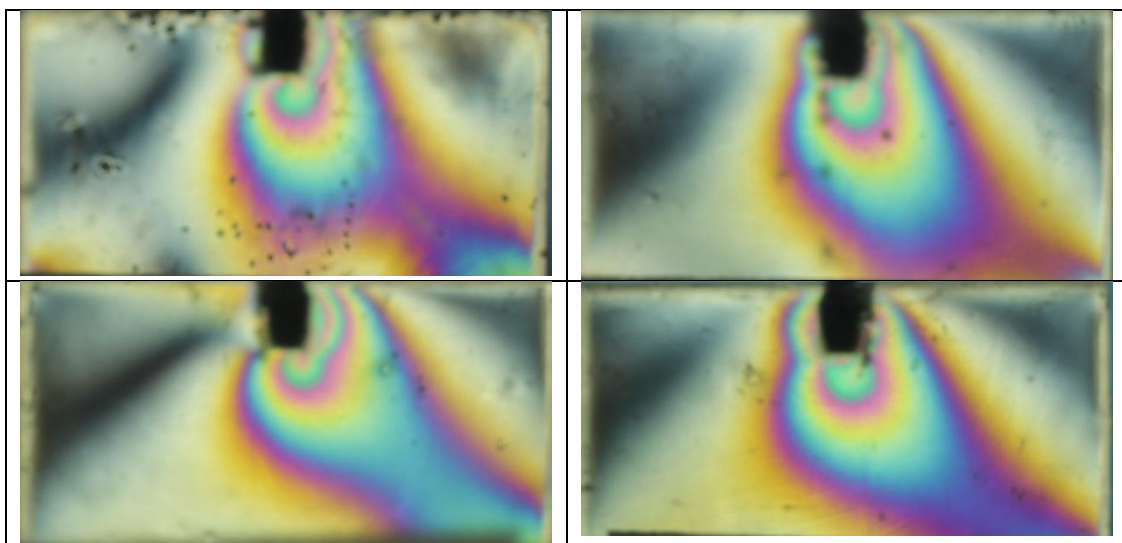


Figura 37 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Bicon curto sob carregamento oblíquo.

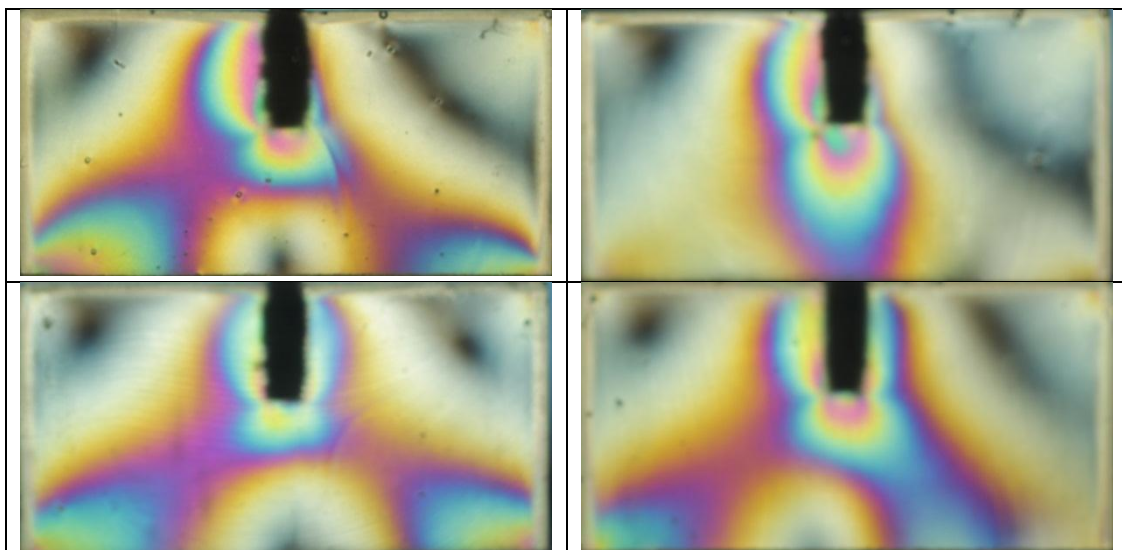


Figura 38 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Bicon longo sob carregamento axial.

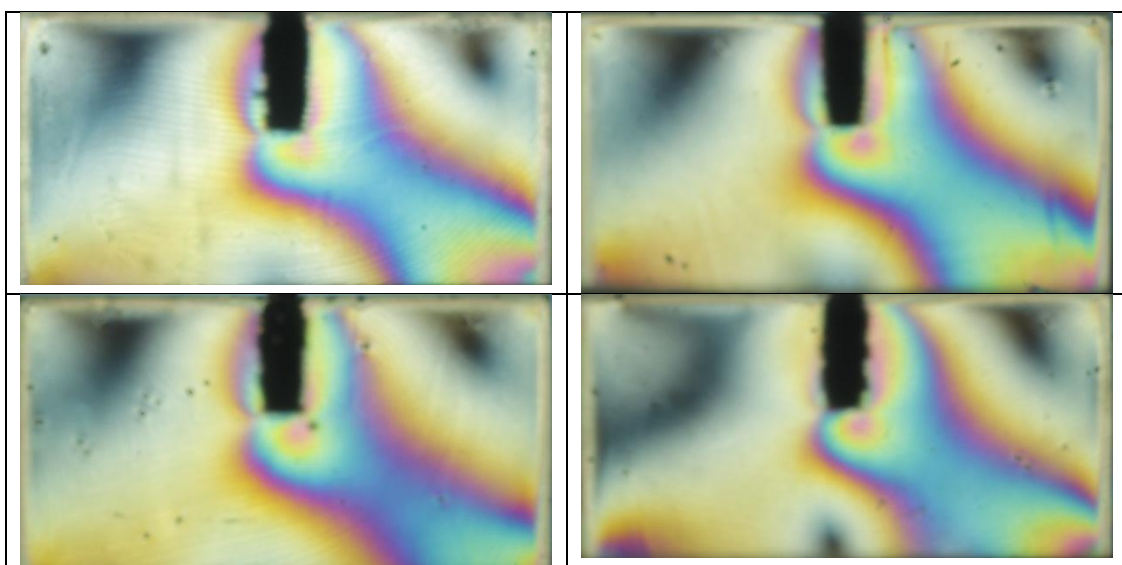


Figura 39 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Bicon longo sob carregamento oblíquo.

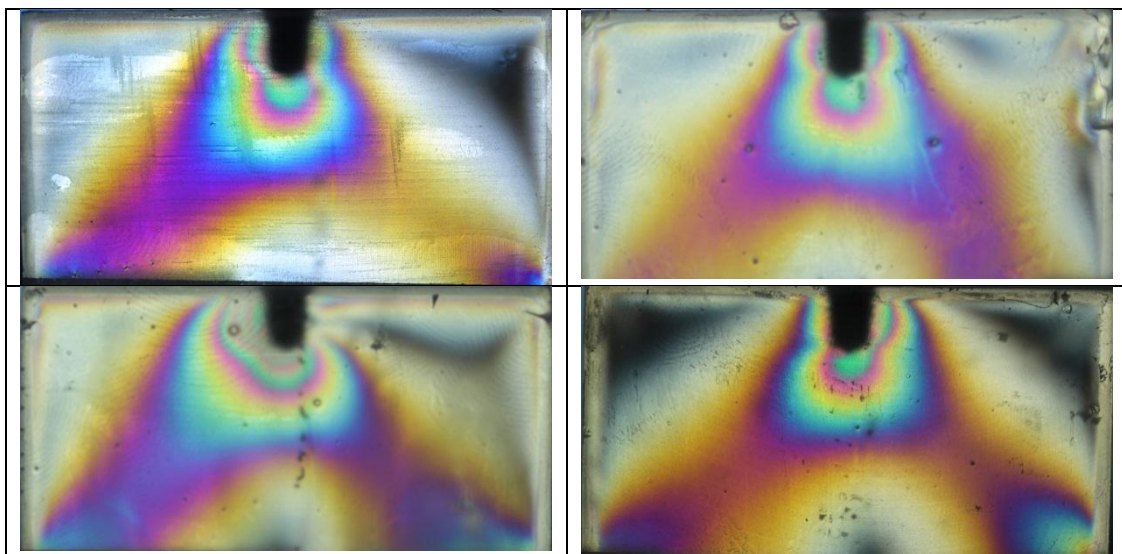


Figura 40 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Neodent curto sob carregamento axial.

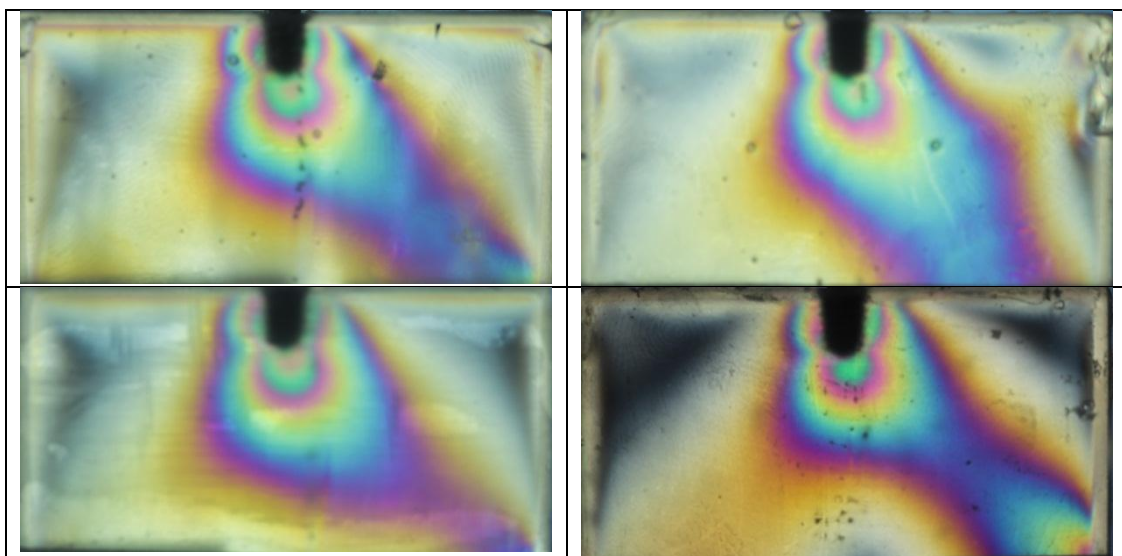


Figura 41 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Neodent curto sob carregamento oblíquo.

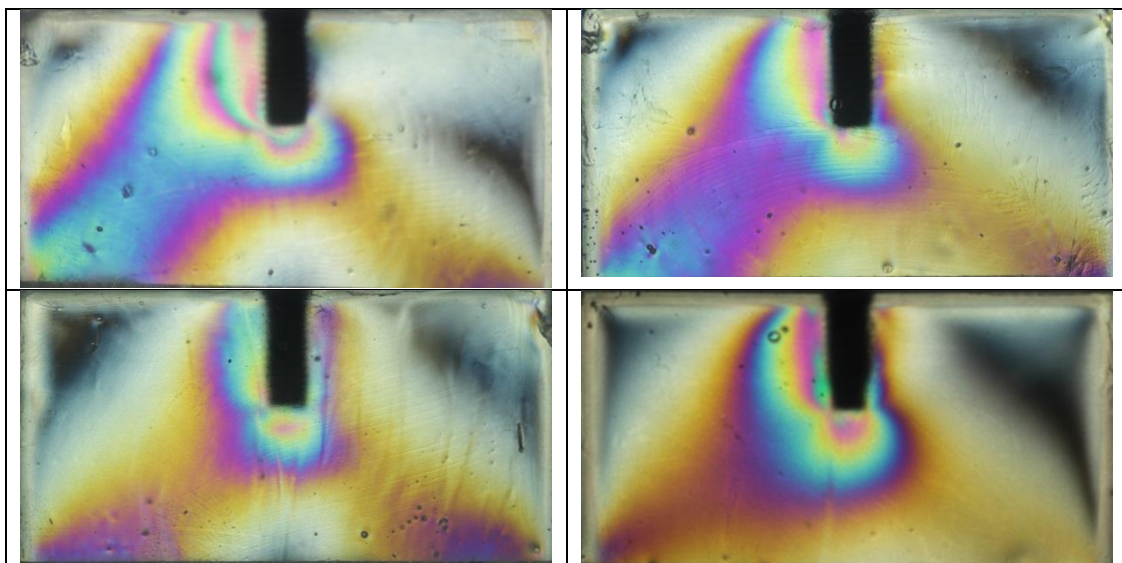


Figura 42 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Neodent longo sob carregamento axial.

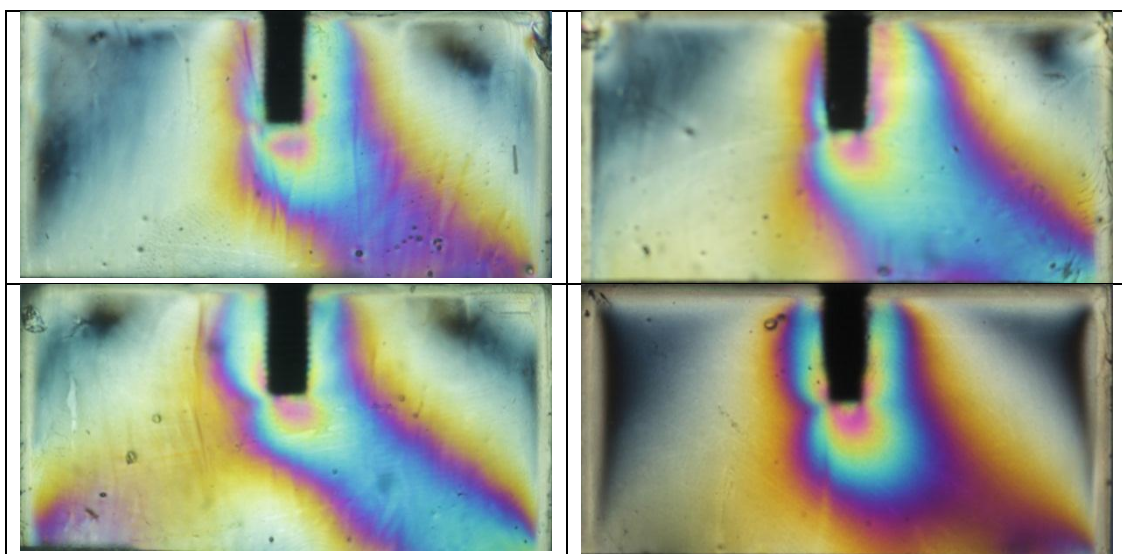


Figura 43 – Imagens fotoelásticas dos corpos de prova dos implantes do sistema Neodent longo sob carregamento oblíquo.

Quadro 1 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Neodent longo sob carga axial.

	Neodent Longo (Axial)			
pontos	1	2	3	4
1	42,31	42,43	15,89	24,53
2	41,81	42,56	23,28	26,28
3	44,18	24,41	16,02	25,41
4	43,56	44,18	24,28	31,42
5	43,18	43,81	24,28	30,16
6	43,06	43,18	24,53	29,79
7	24,78	23,66	16,27	24,28
8	42,31	42,56	25,16	43,68
9	24,91	24,78	24,66	28,54
10	10,26	10,39	6,63	11,64
11	7,51	11,52	6,63	12,02
12	8,64	10,26	1,88	15,14
13	24,53	15,90	15,90	23,28
14	9,39	8,64	10,26	9,76
15	8,64	9,14	10,64	9,76
16	10,14	10,26	10,51	10,64
Total	429,19	407,66	256,84	356,34

Quadro 2 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Bicon longo sob carga axial.

	Bicon Longo (Axial)			
pontos	1	2	3	4
1	24,16	24,28	28,54	6,63
2	24,16	24,53	15,90	23,78
3	24,16	24,16	15,90	0,13
4	24,16	25,41	24,16	25,41
5	24,16	28,79	24,41	25,53
6	24,16	28,79	24,28	25,28
7	24,16	24,16	15,90	23,78
8	24,16	42,56	42,43	29,04
9	24,16	29,54	24,41	25,53
10	24,16	9,39	2,00	4,88
11	24,16	10,14	6,63	24,16
12	24,16	9,14	7,51	24,28
13	24,16	24,28	24,16	24,53
14	24,16	8,76	10,39	10,76
15	24,16	9,14	6,63	15,40
16	24,16	9,51	8,76	15,40
Total	332,06	332,56	282,00	304,53

Quadro 3 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Bicon curto sob carga axial.

	Bicon curto (Axial)			
pontos	1	2	3	4
1	9,14	24,28	24,91	25,41
2	23,66	42,31	24,41	28,54
3	23,66	28,79	24,53	25,28
4	24,16	24,53	24,66	24,66
5	25,03	42,18	28,54	42,31
6	24,78	42,56	28,04	25,41
7	25,41	29,29	25,66	28,54
8	42,31	42,06	41,68	41,43
9	42,06	41,81	41,68	42,81
10	24,53	9,64	24,66	24,53
11	28,54	9,51	28,79	28,41
12	28,79	6,76	28,54	26,03
13	25,41	9,76	28,54	28,04
14	8,76	9,51	24,53	24,28
15	25,16	10,64	24,91	24,53
16	24,66	9,14	24,66	24,53
Total	406,03	382,75	448,72	464,74

Quadro 4 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Neodent curto sob carga axial.

	Neodent Curto (Axial)			
pontos	1	2	3	4
1	24,53	24,41	42,81	24,66
2	42,93	24,78	42,93	16,27
3	25,41	24,16	42,18	23,28
4	42,68	28,79	42,56	25,53
5	42,43	29,79	42,18	25,41
6	29,29	25,41	42,81	24,78
7	29,54	28,54	42,06	27,29
8	41,93	42,06	43,18	41,18
9	29,79	43,56	42,06	29,79
10	24,41	24,28	8,26	42,81
11	24,66	42,18	8,64	42,56
12	24,53	28,54	29,04	28,79
13	24,78	29,29	29,79	28,79
14	8,76	8,64	7,38	24,78
15	23,78	28,79	8,76	24,16
16	23,78	24,53	24,78	25,53
Total	463,23	457,73	499,41	455,60

Quadro 5 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Neodent longo sob carga oblíqua.

	Neodent Longo (Oblíquo)			
pontos	1	2	3	4
1	9,26	9,39	6,63	11,01
2	10,39	10,51	16,27	15,52
3	10,64	10,64	15,65	15,14
4	15,40	10,76	24,41	23,91
5	6,63	11,01	24,41	23,41
6	15,90	28,79	24,28	23,78
7	9,14	11,01	15,40	15,52
8	43,43	43,06	44,06	44,06
9	28,54	28,54	24,78	28,41
10	24,53	28,54	23,78	24,41
11	24,53	29,04	23,91	24,53
12	24,66	29,04	24,28	24,91
13	24,41	24,91	24,91	24,66
14	23,78	24,53	8,64	10,01
15	23,28	24,78	15,65	16,27
16	23,53	24,66	16,27	16,27
Total	318,04	349,21	333,31	341,82

Quadro 6 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Bicon longo sob carga oblíqua.

	Bicon Longo (Oblíquo)			
pontos	1	2	3	4
1	24,66	9,26	9,39	9,14
2	25,53	10,26	10,51	9,51
3	25,41	10,14	10,64	9,14
4	28,04	9,76	10,14	10,01
5	29,79	6,63	29,29	25,41
6	29,79	8,64	7,51	25,41
7	25,41	9,51	10,01	9,76
8	42,56	27,79	25,41	25,53
9	24,66	24,28	25,41	24,91
10	24,66	27,91	24,53	25,41
11	24,91	28,29	24,91	28,54
12	28,54	25,41	25,03	28,54
13	24,66	25,41	24,53	25,03
14	6,38	24,28	29,04	6,51
15	7,89	24,41	24,16	24,66
16	7,13	24,16	23,66	24,41
Total	380,00	296,14	314,16	311,91

Quadro 7 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Neodent curto sob carga oblíqua.

Neodent Curto (Oblíquo)				
pontos	1	2	3	4
1	24,53	24,28	24,53	24,53
2	25,28	24,66	24,66	24,53
3	23,66	23,66	24,16	15,90
4	28,79	24,78	29,04	28,04
5	29,79	29,29	42,56	28,79
6	24,91	24,66	24,66	24,53
7	25,41	25,16	28,54	25,41
8	42,18	42,18	42,31	41,30
9	42,56	42,43	42,06	29,79
10	42,56	42,56	42,18	42,81
11	42,18	42,18	42,31	41,68
12	42,68	29,29	29,29	29,79
13	42,43	42,56	42,68	29,79
14	24,53	24,53	24,53	28,54
15	28,54	28,79	28,79	29,29
16	28,79	28,54	28,54	28,29
Total	518,81	499,53	520,81	473,00

Quadro 8 – Valores das tensões cisalhantes nos corpos de provas dos implantes Bicon curto sob carga oblíqua.

Bicon Curto (Oblíquo)				
pontos	1	2	3	4
1	8,76	9,51	10,64	9,39
2	9,76	9,76	9,51	24,53
3	10,01	8,64	9,14	24,16
4	24,66	9,39	8,64	24,53
5	24,41	24,28	9,39	28,54
6	28,54	24,16	8,64	24,91
7	24,53	24,16	23,78	24,66
8	41,93	42,18	42,31	42,18
9	42,31	41,93	42,81	41,93
10	42,81	42,68	43,06	24,66
11	43,06	43,06	59,83	43,18
12	42,68	42,56	42,81	42,93
13	42,43	42,06	41,93	43,56
14	43,06	24,91	42,43	24,66
15	42,56	24,53	43,18	28,54
16	29,04	29,04	42,18	28,54
Total	500,53	442,83	480,26	480,88