



BRENO CARNEVALLI FRANCO DE CARVALHO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
GERADAS POR CARREGAMENTO EM COROAS UNITÁRIAS
SUPPORTADAS POR IMPLANTES CURTO E LONGO.**

PIRACICABA

2013



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

BRENO CARNEVALLI FRANCO DE CARVALHO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES
GERADAS POR CARREGAMENTO EM COROAS UNITÁRIAS
SUPORTADAS POR IMPLANTES CURTO E LONGO.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas como parte dos requisitos exigidos para a obtenção do Título de Doutor em Clínica Odontológica – Área de concentração em Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Este exemplar corresponde à versão final da tese defendida por Breno Carnevalli Franco de Carvalho e orientada pelo Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani.

Assinatura do Orientador

PIRACICABA

2013

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

C253a Carvalho, Breno Carnevalli Franco de, 1963-
Análise fotoelástica da distribuição de tensões geradas por carregamento em coroas unitárias suportadas por implantes curto e longo / Breno Carnevalli Franco de Carvalho. – Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Rafael Leonardo Xedieki Consani.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários. 2. Fotoelasticidade. 3. Coroas (Odontologia). I. Consani, Rafael Leonardo Xedieki, 1974-. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Photoelastic analysis with different width and height crown loaded over short and long single dental implant

Palavras-chave em inglês:

Dental implants

Photoelasticity

Crowns (Dentistry)

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Rafael Leonardo Xedieki Consani [Orientador]

Valéria Maria Gomes Totti

Marcelo Taveira Barbosa

Marcelo Ferraz Mesquita

Mauro Antonio de Arruda Nóbilo

Data de defesa: 09-12-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica

Folha de aprovação



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 09 de Dezembro de 2013, considerou o candidato BRENO CARNEVALLI FRANCO DE CARVALHO aprovado.

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Profa. Dra. VALÉRIA MARIA GOMES TOTTI

Prof. Dr. MARCELO TAVEIRA BARBOSA

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

RESUMO

Implantes curtos são utilizados em situações clínicas quando a altura e/ou a espessura óssea são insuficientes. A proposta neste estudo foi verificar por meio da análise de tensão fotoelástica a influência exercida pela altura e largura da coroa protética na força transmitida aos implantes curto (7 mm) e longo (13 mm) quando o carregamento foi efetuado no centro ou na extremidade das coroas. As dimensões da altura e da largura da coroa simulada foram estabelecidas com base nas dimensões de dentes pré-molar e molar inferiores humanos e a espessura estabelecida em 6 mm. O corpo-de-prova de resina fotoelástica foi feito com o sistema bicomponente à base de resina epóxi modificada e endurecedor. Os carregamentos foram de 0,4 kgf no centro e de 0,3 kgf numa das extremidade da coroa. A análise fotoelástica avaliando as ordens de franjas ao redor dos implantes foi feita com polariscópio de transmissão. Cada fotografia foi analisada três vezes no programa Fringes para ordens de franja de 0 a 4, considerando as médias da ordem das franjas e da tensão cisalhante para cada ponto estabelecido no modelo. Os dados foram submetidos à ANOVA dois fatores e diferenças estatísticas comparadas pelo teste *t* de Student em nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que não houve diferença entre os níveis de tensões gerados pela altura e largura das coroas protéticas sobre os implantes curto e longo, quando os carregamentos foram feitos tanto no centro como na extremidade das coroas. Concluiu-se que as tensões geradas sobre os implantes curto e longo foram similares qualquer que fosse o tamanho e o local dos carregamentos aplicados sobre as coroas; houve diferença na magnitude da tensão exercida sobre os implantes curto e longo, sendo maior para o implante curto.

Palavras-chave: implante dentário, fotoelasticidade, coroas (odontologia).

ABSTRACT

Short implants are used in clinical situations when the mass of bone is deficient in height and/or thickness. The purpose of this study was to verify the height and width crown influence in the stress transmission in short (7mm) and long (13mm) implants when loaded at center and edge of the crown. The simulated crown dimensions were established using a natural premolar and molar crown dimensions and the thickness was 6 mm. The photoelastic models were made using a dual system based on modified epoxy resin and catalyser. The crowns were loaded with 0,4 kgf at the center and 0,3 kgf at the edge. The photoelastic analysis for fringe order around the implants was made using a transmission polariscope. The maximum shear stress and the fringe values from 0 to 4 were determined in each photography measured three times using Fringes software. Two-way ANOVA and *t* Student test at 5% significance were performed. The results showed no difference in the stress levels produced by different height and width crown over the short and long implants when loaded both center and edge of the crowns. In conclusion, the results showed similar stress on the short and long implants regardless the size and the loaded crown area; however, there was statistical difference in the stress level on the implants being higher for the short implant.

Key Words: dental implant, photoelastic analysis, crowns (Dentistry).

SUMÁRIO

DEDICATÓRIA	xiii
AGRADECIMENTOS	xv
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
3 PROPOSIÇÃO	36
4 MATERIAL E MÉTODOS	37
5 RESULTADOS	54
6 DISCUSSÃO	63
7 CONCLUSÃO	71
REFERÊNCIAS	72
ANEXO	81

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à Elaine,
simplesmente por tudo!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani pelo incentivo, pela dedicação e pelo rigor científico na orientação deste trabalho. Sua paciência, boa vontade e disposição jamais serão esquecidas.

Ao Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita pela amizade e estímulo constante em todos os momentos.

Ao Prof. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo pelo inestimável apoio “fotoelástico”.

À Eliete Aparecida Ferreira Lima Marim pela eficiência sempre acompanhada de um sorriso.

À “minha turma”: Marco Aurélio, Cláudia, Isabella, Bianca, Priscila e Felipe, vou ficar com muita saudade...

Ao Prof. Cleudmar Amaral Araújo pelo apoio e pela participação fundamental no experimento, que ultrapassou o campo da ciência e entrou no da amizade.

Ao José Augusto Froes (Exopro) pelos implantes e pela amizade.

1 INTRODUÇÃO

Implantes dentais endósseos na forma de parafuso têm aplicação crescente na Odontologia, desde quando Branemark, em 1977, apresentou resultados com altos índices de sucesso com esse tipo de implantes comparados aos até então utilizados (Branemark *et al.*, 1985).

Desde então, a Implantodontia também apresentou algumas modificações em relação aos implantes, seja na forma, na superfície ou no comprimento. As modificações sempre visavam a necessidade de redução no tempo de tratamento, a melhoria da estabilidade primária, a preservação do osso ao redor dos implantes e o alto índice de sucesso (Feldman *et al.*, 2004; Renouard & Nissand, 2005; Neves *et al.*, 2006).

O Sistema Branemark, desenvolvido na época pela NobelPharma, era comercializado com implantes que tinham seis comprimentos diferentes, variando de 7 mm a 20 mm (Branemark *et al.*, 1985).

Durante muito tempo, o planejamento cirúrgico visava a instalação do maior comprimento possível do implante, desde que as estruturas anatômicas individuais fossem respeitadas. Desta forma, a proporção coroa-implante estaria estabelecida por uma grande área de suporte. Este conceito parece ter suporte nos dados das primeiras publicações documentando o uso de implantes maquinados e com hexágono externo, como mostrado por Fugazzotto (2008).

No entanto, implantes com 20 mm de comprimento foram retirados das listas de diversos fabricantes pelo alto índice de fracasso clínico. A hipótese para o fracasso da osseointegração era explicada pela dificuldade de refrigerar a ponta da broca durante o preparo devido à própria extensão da broca. Então, o entendimento desse conceito quanto ao índice de fracasso deixou de ter relação com o comprimento do implante (Renouard & Nissand, 2006).

As situações clínicas onde a altura e/ou a espessura óssea eram insuficientes para a colocação do implante motivaram o desenvolvimento de diversas técnicas de enxerto ósseo que foram aprimoradas com o passar do

tempo. A qualidade do osso formado devido ao uso dessas técnicas muitas vezes não se mostrava adequada para suportar as forças mastigatórias.

No prefácio do livro *Osseointegração e o Tratamento Multidisciplinar* (Quintessence, 2006), Branemark relatou: “*Em muitos casos, uma exploração cuidadosa da anatomia óssea local disponível, para a ancoragem dos implantes com dimensões e em número adequado revela oportunidades para a fixação sem recorrer ao enxerto ósseo ou outros procedimentos cirúrgicos extensos*” (Franciscone *et al.*, 2006).

Pacientes tratados por Branemark no início das suas pesquisas (1965 – 1971) eram portadores de implantes curtos para suporte de reabilitações extensas, associados ou não a implantes longos e se mantiveram adequados, sem reabsorção ou fracasso do implante, até 2003 (Branemark, 2005).

Como consequência prática dessa pesquisa, a maioria dos fabricantes introduziu implantes com comprimento menor, na ordem de 6 mm ou menos. Esses implantes, denominados curtos, têm mostrado resultados clínicos similares aos implantes longos, com 13 mm ou mais (Feldman *et al.*, 2004; Goené *et al.*, 2005; Gentile *et al.*, 2005; Renouard & Nissand, 2005; Renouard & Nissand, 2006; Misch *et al.*, 2006; Arlin, 2006; Degidi *et al.*, 2007; Maló *et al.*, 2007; Aniuta *et al.*, 2008; Cannizzaro *et al.*, 2008; Fugazzotto, 2008; Grant *et al.*, 2009; Kotsovilis *et al.*, 2009; Anitua & Orive, 2010; Sun *et al.*, 2011). Entretanto, alguns resultados desfavoráveis foram mostrados na literatura com o uso de implantes curtos (Neves *et al.*, 2006; Olate *et al.*, 2010).

Considerando que a distribuição de forças ao redor do implante curto é maior se comparado ao implante longo (Chou *et al.*, 2010; Hassan *et al.*, 2010), o resultado clínico nessas condições ainda pode ser considerado satisfatório (Romeo *et al.*, 2010; Rossi *et al.*, 2010; Urdaneta *et al.*, 2010; De Santis *et al.*, 2011).

Quanto ao tipo de prótese, se unitária ou parcial fixa, os resultados mostram que a união das coroas, quando da instalação de vários implantes curtos,

não modifica a distribuição das forças comparada às coroas unitárias (Yilmaz *et al.*, 2011).

A principal questão em relação aos implantes curtos parece residir na proporção coroa-implante, considerando que o implante curto pode necessitar que a coroa seja mais longa. A proporção média coroa-implante, no entanto, de 1:1,6 (variando de 1:0,79 a 1:4,95) não aumenta o risco de ocasionar reabsorção ao redor do implante e nem do fracasso do implante (Urdaneta *et al.*, 2010).

Não há estudos na literatura que mostre resultados considerando a largura da coroa sobre o implante curto comparado ao implante longo. Esta avaliação pode ser inicialmente realizada com auxílio da fotoelasticidade.

A análise de tensão fotoelástica (fotoelasticidade), como técnica experimental para análise de tensões e de deformações através da utilização de modelos poliméricos transparentes, permite quantificar e qualificar as tensões aplicadas sobre o implante quando este é submetido às forças simulando carga mastigatória (Tipler, 2000; Araújo, 2004; Martins, 2005).

A técnica da análise de tensão fotoelástica tem sido utilizada na Odontologia com objetivos variados: desde a avaliação da distribuição de tensões em dente com determinado tipo de preparo de cavidade até a distribuição de cargas em modelos que simulam toda a mandíbula em reabilitação total com implantes endósseos (Noonan, 1949; Glickman *et al.*, 1970; Brodsky *et al.*, 1975; Kinni *et al.*, 1987; Waskewicz *et al.*, 1994; White *et al.*, 1994; Guichet *et al.*, 2000; Gross *et al.*, 2001; Guichet *et al.*, 2002; Meirelles, 2003; Ochiai *et al.*, 2003; Bernardes *et al.*, 2004; Ueda *et al.*, 2004; Damasceno, 2005; Kleine, 2006; Barbosa *et al.*, 2007; Akça & Cehreli, 2008; Simamoto Jr., 2008; Aguiar Jr., 2009; Bernardes *et al.*, 2009; Cariello, 2009; Karl *et al.*, 2009; Pérez, 2009; Tonella, 2009; Turcio *et al.*, 2009; Pelizer *et al.*, 2010; Zacarias Filho, 2010).

A carência de informações clínicas e de pesquisa sobre a largura e a altura da coroa na relação coroa-implante comparando implantes curtos com longos motivou este estudo. Assim, seria oportuno e atual o estudo da comparação de implantes com tais proporções.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Análise de tensão fotoelástica

A tensão fotoelástica ou fotoelasticidade é definida como a técnica experimental para análise de tensões e de deformações por meio da utilização de modelos constituídos de polímeros transparentes, os quais apresentam anisotropia ou birrefringência (dupla refração) quando deformados. Estes fenômenos são observados através da luz polarizada plana ou circular, como mostrado na Figura 1 (Martins, 2005).

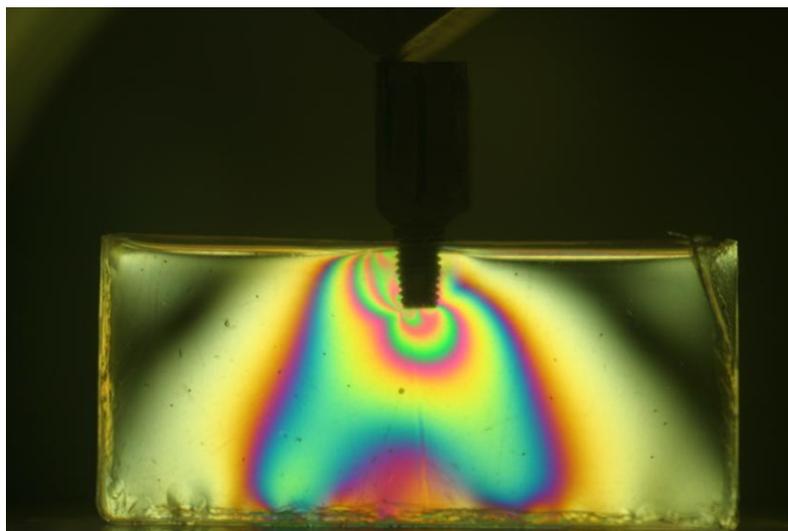


Figura 1 – Modelo fotoelástico analisado em polariscópio.

Polarização da luz:

As ondas eletromagnéticas, dentre elas a luz visível, apresentam vibrações que ocorrem perpendiculares à direção de propagação da onda. Tais vibrações ocorrem em dois planos perpendiculares entre si. Estes componentes da luz podem ser absorvidos independentemente por um polarizador (Tipler, 2000).

O polarizador é um elemento óptico que absorve o componente do vetor da luz que não vibra na direção do eixo polarizador (Figura 2).

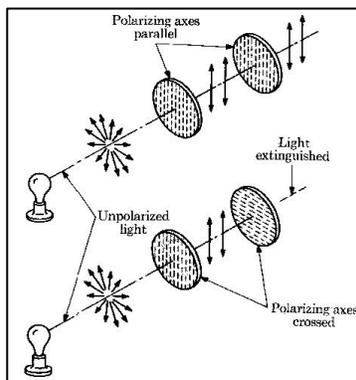


Figura 2 - A luz vibrando em todas as direções, ao passar pelo polarizador, será transmitida apenas o componente que vibra no sentido do polarizador. Fonte: [http://en.wikipedia.org/wiki/File: Transmission_Circular_Polariscope.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Transmission_Circular_Polariscope.svg)

A deformação do modelo vai interferir na transmissão da luz polarizada gerando “franjas” coloridas decorrentes da decomposição do espectro da luz. Para que as franjas coloridas possam ser observadas é necessário que a luz passe por dois filtros: um polarizador, antes da luz atingir o modelo, e outro analisador, depois da luz atravessar o modelo de estudo

Dupla refração ou birrefringência:

Considerando a propagação da luz, quase todos os materiais são isotrópicos, isto é, a velocidade da luz que atravessa o material é a mesma em todas as direções (Tipler, 2000).

A refração refere-se ao índice de refração do meio. Todo meio homogêneo, transparente e isotrópico é um meio refringente. Um meio é mais refringente que outro quando seu índice de refração é maior (Martins, 2005).

O fenômeno da dupla refração acidental foi descoberto por Seebeck (1813), e relacionado com estado de deformação do meio transparente por David

Brewster (1816), o qual apresentou um relatório sugerindo a possibilidade de determinação experimental de tensões a partir de modelos estruturais transparentes (Martins, 2005).

Maxwell, em 1867, introduziu a idéia da birrefringência circular, ou seja, a existência de índices de refração diferentes para as duas componentes das quais podem ser separada da luz linearmente polarizada, ou seja, luz polarizada circularmente a esquerda e polarizada circularmente a direita (Martins, 2005).

A birrefringência é a formação de dupla refração, apresentada por certos cristais e intimamente ligada a velocidade e direção de propagação da luz.

O modelo plástico transparente experimental exhibe dupla refração (ou birrefringência) ou anisotropia óptica. Os materiais birrefringentes, cuja estrutura atômica apresenta baixa simetria, são anisotrópicos em relação à luz (a velocidade da luz no interior do material depende da direção de propagação). Quando um raio de luz penetra em um material deste tipo, pode dividir-se em dois, denominados raio ordinário e raio extraordinário. Esses raios são polarizados em direções perpendiculares e têm velocidades diferentes (Tipler, 2000).

Análise de tensão fotoelástica (Fotoelasticidade):

A técnica experimental da análise de tensão por meio da fotoelasticidade permite a determinação de tensões e deformações estruturais. A fotoelasticidade pode ser utilizada no estado plano ou tridimensional, sendo necessário a confecção de um modelo (Araújo, 2004).

A técnica fotoelástica de transmissão utiliza um modelo plástico transparente submetido a um estado de tensão/deformação. A luz polarizada, que o atravessa, obtida por um aparelho denominado polariscópio, permite a determinação das direções e dos gradientes das tensões principais através da interpretação dos parâmetros ópticos observados (Araújo, 2004).

Se for utilizada a luz branca, que é composta por sete cores, devem-se considerar todos os comprimentos de onda, cada um correspondente a uma cor, e

a resposta fotoelástica é estudada a partir dos efeitos correspondentes a cada um dos comprimentos de onda (Martins, 2005).

A fotoelasticidade pode ser analisada por transmissão ou por reflexão, caracterizadas pela interação do modelo com a luz (Araújo, 2004).

A fotoelasticidade de transmissão pode ser plana ou tridimensional. A fotoelasticidade de transmissão plana é utilizada em problemas de estado plano de tensões e requer a confecção de modelos e sistemas de cargas que simulam adequadamente as cargas reais impostas ao modelo real.

te

Considerando que a luz precisa atravessar toda a espessura do modelo

uniforme ao longo da espessura (Araújo, 2004).

O polariscópio plano é constituído por uma fonte de luz e duas placas polarizadoras de luz, sendo uma denominada polarizadora e a outra analisadora. A esta última é acoplado o transferidor para a medida dos parâmetros fotoelásticos (Araújo, 2004), mostrado na Figura 3.

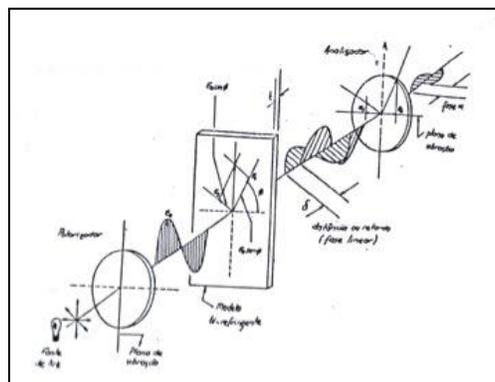


Figura 3 – Esquema do polariscópio de transmissão plana. (Fonte: Araújo, C. A. Notas de Aula – Apostila de Análise Experimental de Tensões, Módulo II: Fotoelasticidade de transmissão plana. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – UFU, Uberlândia. 2004).

O polariscópio circular é constituído por uma fonte de luz, uma placa polarizadora e uma analisadora, e mais duas placas retardadoras de um quarto de onda, que fazem um ângulo de 45 graus com os eixos de polarização das placas polarizadoras. As placas retardadoras de um quarto de onda são usadas para gerar, a partir da luz polarizada plana, luz polarizada circular possuindo seção transversal uniforme composta por um cristal de determinada espessura. Esta espessura é determinante para produzir uma diferença de fase de um quarto do comprimento (Araújo, 2004), conforme Figura 4.

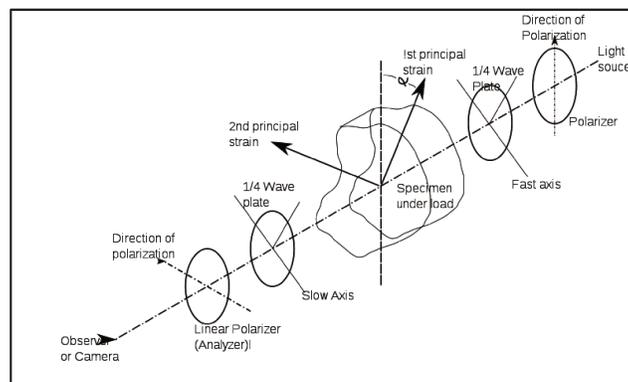


Figura 4 – Modelo esquemático de um polariscópio circular.

Fonte: http://en.wikipedia.org/wiki/File:Transmission_Circular_Polariscope.svg

A fotoelasticidade de transmissão tridimensional pode ser utilizada para avaliar as tensões/deformações sobre um corpo (ex.: implante endósseo) enquanto que a fotoelasticidade de transmissão plana é utilizada para avaliar a transmissão para um modelo (ex.: bloco de resina simulando o osso), das cargas aplicadas sobre um corpo (ex.: implante endósseo).

No polariscópio plano, o modelo fotoelástico funciona como um retardador de onda com a característica que os eixos ópticos do modelo coincidem com as direções das tensões principais devido ao efeito bi-refringência quando este é carregado (Araújo, 2004).

para a determinação das deformações precisas e tem como principal vantagem o fato de dispensar a confecção de vários modelos. Pode ser utilizada em problemas envolvendo deformações locais. A obtenção dos parâmetros ópticos pode ser feita diretamente na estrutura ou componente mecânico, que é deslocado para o local de operação e revestido com uma camada de filme reflexivo na interface superior e inferior. A análise dos fenômenos de deformação pode ser feita diretamente na estrutura (Araújo, 2004).

Estes fenômenos ópticos são denominados franjas. A resposta fotoelástica consiste de dois tipos de franjas que são observados no modelo. Estes dois tipos denominam-se isoclínicas e isocromáticas (Figura 5).

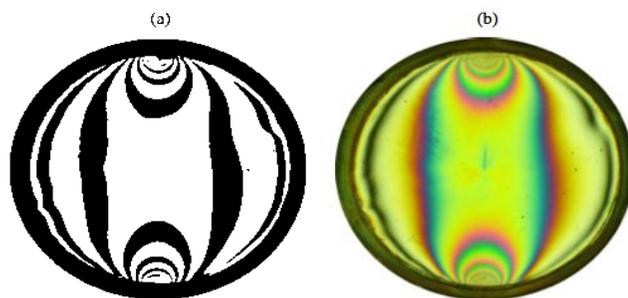


Figura 5 – Franjas isoclínicas que aparecem com luz monocromática (a) e franjas isocromáticas com luz branca (b) (Fonte: Schiavon JA. Aplicação da técnica da fotoelsticidade na análise de fundações por estacas helicoidais [dissertação]. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos/USP: 2010).

As franjas isocromáticas constituem o lugar geométrico dos pontos que possuem as mesmas diferenças de tensões principais. As franjas isoclínicas

constituem o lugar geométrico dos pontos cujas direções principais fazem ângulo zero ou 90 graus com os eixos do polariscópio (Martins, 2005).

Quando uma luz monocromática é utilizada aparecem pontos claros e escuros. Quando se utiliza a luz branca, as cores aparecem devido à anulação de comprimentos de onda específicos. $N = 0$ corresponde à franja preta; em $N = 1$, uma franja violeta aparece na transição da franja vermelha para azul. Em $N = 2$, a franja violeta aparece na transição da franja rosa para verde, e em $N = 3$ tem-se a franja violeta na transição da franja rosada para esverdeada (Martins, 2005), conforme a Figura 6.

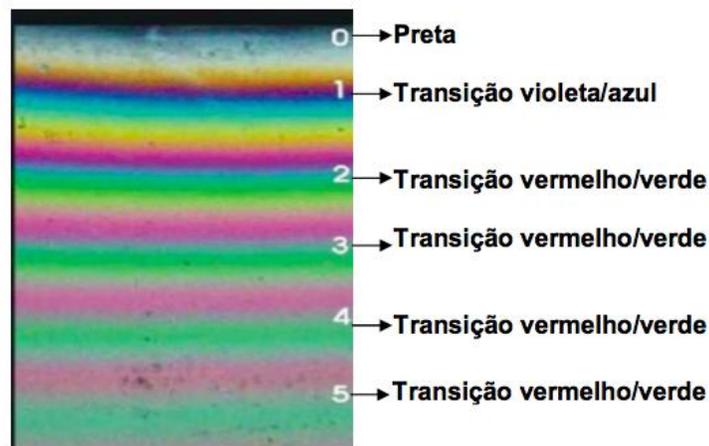


Figura 6 – Visualização das cores das ordens de franjas e suas transições. (Fonte: Bernardes SR, Neves FD, Araújo CA. Análise experimental de tensões em implantes com três diferentes tipos de junções e corpo único utilizando a metodologia da fotoelasticidade plana. Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. 2004; 1 – 10, Uberlândia, Minas Gerais).

Entre duas franjas de valor inteiro, têm-se as franjas de valor fracionário, cujos valores são determinados por meio de métodos de compensação. A determinação da ordem de franja fracionária é realizada por meio da rotação de um ângulo do analisador. As ordens de franjas normalmente utilizadas, considerando-se por convenção, que a ordem de franja $N=1$ ocorre

para uma retardação linear específica provocada pelo estado de tensão em um comprimento de onda de 580 nm (Martins, 2005).

O processo para determinação do N fracionário é feito pelo Método da Compensação de Tardy. Neste método o polariscópio circular é transformado em polariscópio plano. Passa-se uma franja isoclínica por um determinado ponto. Nesta posição os eixos de polarização ficam alinhados com a direção das tensões principais. Mede-se o ângulo e fixa-se o polariscópio nesta posição. Em seguida, rotaciona-se as placas de um quarto de onda para transformar o polariscópio plano em circular. As placas com um quarto de onda devem formar um ângulo de 45 graus com os eixos de polarização. Observa-se o espectro, assinalando as ordens de franja de valores inteiros adjacentes ao ponto de interesse. As franjas próximas ao ponto de interesse estarão identificadas. O analisador deverá ser rotacionado, observando o movimento das franjas, até que uma das franjas de ordem inteira passe pelo ponto. No transferidor do polariscópio, o ângulo de rotação é lido (Schiavon, 2010).

Se a franja que se moveu em direção ao ponto for a de ordem menor, tem-se que a ordem de franja no ponto é dada com valor positivo. Se a franja que se moveu for a de ordem mais alta, tem-se que a ordem fracionária de franja é negativa (Martins, 2005).

Por meio desta formula é possível realizar a análise quantitativa das tensões presentes no modelo fotoelástico em diferentes pontos de interesse.

Análise de tensão fotoelástica na Odontologia:

A técnica de análise da tensão fotoelástica tem sido utilizada na Odontologia com objetivos variados: desde a avaliação da distribuição de tensões em dente com determinado preparo cavitário até a distribuição de cargas em modelos que simulam toda a mandíbula em reabilitação total com implantes endósseos.

Noomam (1949) confeccionou preparos cavitários em blocos de resina fotoelástica e, após restaurá-los com amálgama, analisou a tensão aplicada sobre as restaurações com a incidência de luz polarizada. Nos preparos cavitários que tinham ângulos arredondados a tensão foi menor.

Mahler & Peyton (1955) utilizaram a fotoelasticidade para estudar as tensões sobre a estrutura dental gerada pelas forças mastigatórias em molares inferiores hígidos e restaurados. Em réplicas de molares inferiores feitas com plástico sensível, a fotoelasticidade foram tratadas de três maneiras: um grupo controle (dente hígido) e dois grupos com cavidades oclusais. Um deles restaurado com amálgama e outro restaurado com ouro. Os resultados mostraram que a presença e o tipo da cavidade proporcionaram tensão maior, sendo mais significativa que o tipo de material restaurador.

Glickman *et al.* (1970) verificaram por meio da análise fotoelástica a força sobre o periodonto provocada pela oclusão com apenas um molar inferior comparando com dois dentes (segundo pré-molar e segundo molar) separados ou unidos por prótese fixa. Quando a força foi aplicada sobre o centro da face oclusal do molar as franjas ocorreram no ápice das raízes mesial e distal. Com a força aplicada sobre a extremidade mesial da coroa, as franjas ocorreram na região apical mesial da raiz mesial, assim como no terço cervical mesial da raiz. No modelo contendo dois dentes sem prótese fixa, as franjas ocorreram nas regiões radiculares adjacentes ao espaço edêntulo, especialmente próximo à coroa. No mesmo modelo, com a prótese fixa, as franjas diminuíram próximo às coroas e se distribuíram uniformemente ao redor dos ápices radiculares.

Brodsky *et al.* (1975) investigaram a correlação fotoelástica-histopatológica com a movimentação ortodôntica. Após a moldagem da boca de dois gatos e reprodução dos dentes em resina epoxi (baseada em radiografias), um modelo fotoelástico foi construído semelhante às maxilas dos gatos. A força aplicada para a movimentação ortodôntica do canino no modelo fotoelástico foi comparada aos achados histopatológicos no ligamento periodontal dos dentes. Onde foi observada tensão no modelo fotoelástico, nos cortes histológicos houve alongamento das fibras do ligamento periodontal. Foi demonstrada correlação positiva entre o modelo fotoelástico e os cortes histológicos. Onde o modelo fotoelástico mostrou tensão, o correspondente histológico mostrou alongamento das fibras do ligamento periodontal. Onde o modelo fotoelástico mostrou pressão, os cortes histológicos mostraram compressão do ligamento periodontal.

Kinni *et al.* (1987) estudaram a distribuição de força comparando o implante padrão Branemark de hexágono externo com o implante Core-Vent (cilindro oco). O carregamento foi axial em 0 e 25 graus. A distribuição de força axial e oblíqua no implante Branemark foi mais equilibrada ao longo do corpo do implante e considerada potencialmente mais biológica.

Waskewicz *et al.* (1994) avaliaram o padrão de força gerado ao redor de implantes com ajuste passivo e não passivo da estrutura protética utilizando a análise de tensão fotoelástica. Cinco implantes de hexágono externo com 3,75 mm de diâmetro e 10 mm de comprimento foram instalados envolvidos em resina epoxi e o tempo de cura foi de 24 horas. Pilares de 4,0 mm de comprimento foram instalados com torque de 20 N/cm². Os implantes foram numerados de 1 a 5 no sentido horário. A sequência de aperto dos parafusos de ouro, aplicando força de 10 N/cm², foi: a) 1,2,3,4,5; b) 5,4,3,2,1 e c) 3,2,4,1,5. Após cada sequência de aperto dos parafusos, o modelo foi fotografado para observar a tensão produzida no modelo. Os resultados mostraram que o apertar dos parafusos produz tensão ao redor dos implantes e a mudança na ordem de apertamento dos parafusos não reduziu a tensão.

White *et al.* (1994) estudaram o efeito do comprimento da parte suspensa em próteses implanto-suportadas do tipo protocolo utilizando a análise de tensão fotoelástica. Um modelo fotoelástico simulando uma mandíbula humana desdentada moderadamente reabsorvida foi construído, contendo cinco implantes Branemark de 13 mm de comprimento. A carga foi aplicada em vários pontos da parte suspensa da prótese. A maior tensão ocorreu na superfície distal dos implantes distais para todas as distâncias analisadas. O aumento da força foi desproporcional ao aumento da parte suspensa, sendo muito maior quanto maior a extensão suspensa. Quando o implante distal estava inclinado ocorreu efeito maior na magnitude da tensão gerada.

Guichet *et al.* (2000) utilizaram a análise fotoelástica para comparar a passividade de assentamento e o desajuste marginal de uma prótese parcial fixa de três elementos, cimentada e parafusada sobre os implantes adjacentes (sem pântico). O desajuste marginal vestibular e lingual antes e após a cimentação e o aperto do parafuso foi avaliado com microscópio e não mostrou ser estatisticamente significativo, apesar do aperto do parafuso diminuir o desajuste. A análise de tensão fotoelástica mostrou que a distribuição da tensão é mais uniforme com a prótese cimentada comparada à prótese parafusada.

Gross *et al.* (2001) estudaram a distribuição de força em duas dimensões, ao redor de implantes, em modelos anatômicos fotoelásticos. Um modelo mandibular, um maxilar e um bloco retangular, com corte frontal ao nível do primeiro molar, baseado em tomografia computadorizada, foi simetricamente carregado no longo eixo. A principal direção da tensão foi na concavidade vestibular no terço apical no modelo maxilar. As diferenças na distribuição de força entre os modelos anatômicos e não anatômicos foi devido à geometria do suporte, como por exemplo cavidade nasal e seio maxilar.

Guichet *et al.* (2002) utilizaram a análise de tensão fotoelástica para avaliar a passividade no assentamento de próteses unitárias comparada a uma prótese fixa, em um modelo parcial esquerdo de mandíbula. A distribuição da tensão foi avaliada sem e com carga (6,8 kgf) em polariscópio. Os resultados

mostraram que o contato proximal apertado em próteses unitárias provoca mais tensão no assentamento da coroa comparado à prótese fixa. A prótese fixa distribui a força entre todos os implantes quando a carga foi aplicada, sendo, porém, mais evidente no implante central. Os resultados mostraram que o contato proximal excessivo e apertado promove não passividade e que a prótese fixa mostrou melhor distribuição de tensão comparada às coroas unitárias.

Meirelles (2003) analisou a distribuição de tensões pela simulação de esforços mastigatórios em torno de implantes cilíndricos rosqueados de hexágono interno e externo. Foram recortados blocos de policarbonato com dimensões de 35 mm x 25 mm x 6,1 mm onde foram instalados implantes de 3,75 mm de diâmetro e 10,0 mm de comprimento, tanto de hexágono externo como de hexágono interno. O carregamento foi de 10 kgf com inclinação de 15 graus em relação ao longo eixo do implante. A análise fotoelástica permitiu verificar que a distribuição de tensões no hexágono interno foi mais homogênea e menor ao redor da plataforma protética. A tensão ao longo do corpo do implante foi igual para hexágono externo e interno.

Ochiai *et al.* (2003) utilizaram a análise de tensão fotoelástica para avaliar a transmissão de cargas em próteses sobre implantes associadas ao dente natural. Em um modelo reproduzindo uma mandíbula edêntula inferior esquerda, foram colocados dois implantes e dois tipos de próteses fixas foram confeccionadas unindo o canino aos implantes. No canino foi realizado preparo para coroa total com ombro biselado. Em um grupo, a prótese era parafusada diretamente sobre os implantes e no outro era segmentada, utilizando um pilar cônico, parafusado diretamente sobre o implante, sendo a prótese confeccionada sobre um cilindro protético. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes entre os tipos de prótese.

Bernardes *et al.* (2004) avaliaram por meio da fotoelasticidade as tensões de três diferentes tipos de junções (hexágono interno, hexágono externo, cônica interna) e um implante sem junção com o pilar, de peça única. Foram fabricados os pilares e os implantes, cujos desenhos diferiam entre si apenas

pelos diferentes tipos de junções citados. Implantes e pilares foram unidos formando dois grupos com o mesmo desenho externo, cada amostra foi fixada em blocos fotoelásticos de iguais dimensões. Em cada conjunto foram aplicados dois diferentes carregamentos: um axial ao implante e um deslocado. Nestes modelos foi avaliado tanto qualitativamente quanto quantitativamente o gradiente de tensões em 61 pontos ao longo do corpo do implante. Foram encontradas mínimas diferenças entre os modelos analisados considerando os valores de tensão cisalhante máxima.

Ueda *et al.* (2004) compararam por análise fotoelástica a dissipação de tensões em uma prótese fixa sobre 3 implantes paralelos entre si com a dissipação de tensões na mesma prótese com implante central angulado. Cargas axiais de 2, 5 e 10 kgf foram aplicadas em um mesmo ponto central da . Verificou-se a induç mento dos parafusos de retenç . As vadas com a incidência de forças oclusais. Nos as seguiu os longos eixos. No implante angulado houve menor quantidade de franjas e as ten

Damaceno (2005) utilizou a análise de tensão fotoelástica para avaliar comparativamente a distribuição de tensões induzidas em modelo fotoelástico por diferentes métodos de confecção de infra-estruturas para próteses sobre implantes e verificou que há pouca relação entre as franjas fotoelásticas e a desadaptação de infra-estruturas implantossuportadas.

Kleine (2006) avaliou a distribuição de tensões de infra-estruturas metálicas de titânio sobre implantes osseointegrados com o auxílio da análise fotoelástica, comparando estruturas confeccionadas em monobloco com estruturas confeccionadas com cilindros cimentados e submetidos à soldagem a laser. A diferença na sequência de aperto dos parafusos determinou a formação de tensões diferentes sobre as estruturas.

Barbosa *et al.* (2007) usaram a fotoelasticidade para avaliar o desajuste vertical na interface pilar/implante em próteses totais parafusadas sobre implantes

e a aplicação de torque antes da avaliação. Com a utilização de pilares tipo UCLA calcináveis, quatro infra-estruturas de cinco elementos foram confeccionadas sobre modelo de gesso obtido a partir de matriz metálica contendo cinco implantes do sistema Branemark (3,75 mm x 9 mm) e, em seguida, foram fundidas em monobloco em titânio comercialmente puro. Os resultados mostraram que as diferentes metodologias utilizadas para avaliação da tensão vertical sobre a interface pilar/implante de infraestruturas implantossuportadas, podem proporcionar diferenças significativas, bem como diferentes interpretações dos resultados apresentados. A diminuição dos desajustes marginais de infra

Akça & Çehreli (2008) compararam a transmissão de força no osso peri-implantar de vários implantes de interface cônica, cônica indexada e octagonal para os pilares protéticos através da análise de tensão fotoelástica. Foi aplicada uma força de 75 N de maneira estática vertical e em ângulo de 20 graus sobre os modelos com implantes. Com a carga vertical o implante cônico mostrou tensão menor ao redor do implante. Com a carga oblíqua a tensão foi maior no implante octagonal. Os resultados mostraram, ainda, que o diâmetro maior do implante parece ser mais significativo sobre a distribuição das forças que o desenho do implante.

Simamoto Jr. (2008) analisou as tensões na estrutura de suporte em protocolos implantossuportados com alterações do número e do diâmetro das fixações. Foram confeccionadas nove infra-estruturas em titânio, utilizando a distribuição dos implantes periféricos e centrais, similares ao sistema Branemark Novum®. Foram separados três grupos: Grupo Controle (GC) com cinco implantes de 3,75 mm de diâmetro; Grupo Regular (GR) com três implantes de 3,75 mm de diâmetro e Grupo Largo (GL) com três implantes de 5 mm de diâmetro, com comprimento padronizado de 13 mm para todos os implantes. Foi aplicado carregamento constante de 1,33

ese, avaliando dezesseis pontos ao longo do corpo dos implantes. Os valores

te, com relação ao aumento do diâmetro dos implantes, demonstraram diminuição da concentração do sistema, extremos livres, quando comparado a GC, sendo em GR encontrada as maiores concentrações. O aumento do diâmetro melhorou a distribuição de tensões em comparação com o sistema de implantes. Contudo, o aumento do diâmetro melhorou a distribuição de tensões em comparação com o sistema de implantes.

Aguiar Jr. (2009) avaliou (qualitativa e quantitativa) o comportamento biomecânico de coroas cimentadas e parafusadas (em resina e em porcelana), simulando a reabilitação posterior da região de elemento dental distal aos implantes. As coroas revestidas em resina, de modo geral, geraram maior concentração de tensões em comparação com as coroas revestidas em cerâmica. As coroas parafusadas geraram maior concentração de tensões em comparação com as coroas cimentadas. A presença

a distribuição de tensões.

Bernardes *et al.* (2009) investigaram o campo de força ao redor de um implante, gerado por quatro diferentes interfaces implante/pilar, através da análise fotoelástica. Foram avaliadas as conexões de hexágono externo, hexágono interno, cônica e de corpo único em cilindros lisos (sem rosca) de 13 mm de comprimento e 4,3 mm de diâmetro. Foi aplicada força axial no centro do implante e vários milímetros fora do centro. Com a força aplicada no centro do implante os resultados foram similares. Com a força aplicada fora do centro, a interface de hexágono interno apresentou os menores valores de concentração da força, seguida pela conexão cônica, pelo corpo único e pelo hexágono externo.

Cariello (2009) utilizou a análise fotoelástica e a extensométrica para verificar as tensões geradas na resina fotoelástica pela instalação de infraestruturas sobre implantes dentários. Simulando a curvatura humana foi confeccionada uma matriz em aço

convencional da ce
infra
sobre cilindros de tita
infraestrutura fresada por computador
digitalizados a laser e, posteriormente, um bloco de titânio foi usinado originando
uma infra

c.p. foram fabricadas duas
onvencional e outra adaptada
/CAM foi confeccionada uma
oldada com silicone para

(GC Pattern - GC Dental). A partir deste molde, foi obtida a matriz
em resina fo com 5 implantes unidos a pilares Micro-Unit incorporados. O
estudo foi separado em 3 grupos e

e laboratorial preconizados por Branemark. No grupo I, foi confeccionada uma
infra-estrutura em titâ
da soldagem a laser
permitindo maior adaptac . No grupo III foi confeccionada uma infra
CAD/CAM, onde a matriz de aç I foi escaneada
a laser e a peça foi fresada a partir de um bloco de titânio
ca, onde todos os parafusos receberam
torque de 10 Ncm e as franjas isocro
ital

e
menor que no grupo I. A infra
, sendo ne
aperfeiç m de borda de cilindros de
titâ resultados superiores a tecnologia CAD/CAM

Karl *et al.* (2009) discutiram os métodos atuais aplicados para a análise
dos componentes biomecânicos em suas aplicações dentais. A força aplicada
sobre uma prótese fixa suportada por implantes com assentamento não passivo

foi avaliada por análise de tensão fotoelástica, com sonda de carga, pela análise por elemento finito e pela análise de deformação tridimensional. Resultados quantitativos puderam ser derivados tanto da avaliação com a sonda de carga quanto com a análise de deformação tridimensional, que poderiam ser usados para simular uma situação de força aplicada ao redor dos implantes.

Pérez (2009) analisou qualitativa e quantitativamente a distribuição das tensões geradas em modelos fotoelásticos após a aplicação de cargas verticais de 150 N, em implantes de diferentes desenhos. Foram selecionados 3 implantes, com diferentes sistemas de encaixe protético: hexágono externo, hexágono interno e cone morse. O implante de hexágono externo apresentava 3,75 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento, tanto o implante com hexágono interno como o cone morse apresentavam 4,0 mm de diâmetro e 13 mm de comprimento. Os implantes foram posicionados em um modelo fotoelástico de uma hemi-mandíbula ao nível do segundo pré-molar. O implante de hexágono externo apresentou maior tensão cizalhante na região cervical comparada à região média e apical do corpo do implante. O implante de hexágono interno apresentou padrão uniforme de distribuição das tensões nas regiões cervical, média e apical. O implante cone morse apresentou maior distribuição de tensão na região apical, comparada às regiões média e cervical do implante.

Tonella (2009) utilizou a análise de tensão fotoelástica para estudar a distribuição das tensões em diferentes tipos de implantes (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) em relação aos sistemas de retenção protética, parafusadas ou cimentadas em próteses parciais fixas implantossuportadas de três elementos e em prótese unitárias. Foi aplicada uma carga axial e outra oblíqua (em 45 graus) de 100 N. Nas próteses fixas, o sistema de retenção parafusado apresentou pior distribuição das tensões tanto para a carga axial com para a carga oblíqua. O implante hexágono interno apresentou tendência de melhor distribuição de tensões e de menor intensidade de franjas tanto nas próteses cimentadas como nas parafusadas. Nos implantes unitários, a melhor distribuição de tensão foi no tipo cone morse, seguido pelo hexágono externo e

pelo hexágono interno. Os resultados mostraram que o tipo de retenção cimentado apresentou melhor distribuição das tensões em todos os modelos. O implante de hexágono interno demonstrou ser mais favorável do ponto de vista biomecânico para as próteses parciais fixas de três elementos e o implante cone morse para prótese unitária.

Turcio *et al.* (2009) realizaram uma revisão da literatura sobre a análise de fotoelasticidade concluindo pela grande aplicabilidade na Odontologia restauradora por previsão e possibilidade de minimizar aspectos biomecânicos críticos pela modificação do plano de tratamento.

Pelizer *et al.* (2010) avaliaram a distribuição de força em implantes com a troca de plataforma utilizando método fotoelástico. Foram construídos três modelos com implante unitários e uma única coroa parafusada utilizando a resina fotoelástica. A relação diâmetro do implante com o diâmetro do pilar foi de 5,0 mm/4,1 mm no modelo A; 4,1 mm/4,1 mm no modelo B; 5,0 mm/5,0 mm no modelo C. Foi aplicada uma força axial e outra oblíqua (em 45 graus) de 100 N. As imagens fotografadas com câmera digital foram visualizadas com programa de computador para facilitar a análise qualitativa. A maior concentração de força foi observada na região apical dos três modelos. Com a carga oblíqua, a concentração também ocorreu no ápice, mas no lado oposto da aplicação da carga. A concentração de carga cervical foi menor no modelo A, e nos modelos B e C foram similares. O modelo B (4,1 mm/4,1 mm) apresentou os maiores valores de força entre todos os modelos.

Pelizer *et al.* (2010) também estudaram pelo método fotoelástico a distribuição de força provocada pelo tipo de retenção (cimentada ou parafusada) de uma prótese fixa suportada por implantes. Dois modelos foram feitos com resina fotoelástica contendo dois implantes (4,0 mm de diâmetro por 10,0 mm de comprimento) localizados na região de segundo pré-molar e segundo molar. Uma prótese parcial fixa foi feita com liga de níquel-cromo. Uma força de 100 N foi aplicada de forma axial e oblíqua (45 graus). O sistema de retenção parafusado apresentou os maiores valores de franjas quando a carga foi aplicada no pré-

molar, no pântico e no molar, tanto quando foram carregados com carga axial ou carga oblíqua. A melhor distribuição de força e a menor magnitude foram observadas com a prótese fixa cimentada. A carga oblíqua provocou aumento da tensão em todos os modelos.

Zacarias Filho (2010) comparou por meio da fotoelasticidade as tensões induzidas nas reabilitações totais com implantes dispostos paralelamente e no protocolo All-On-Four (com quatro implantes, sendo os distais inclinados). As próteses foram confeccionadas com barras de titânio, com 3 mm de diâmetro, soldadas sobre 2 modelos (mestre) de gesso especial: um com 4 implantes paralelos e outro com os 2 implantes centrais paralelos e os 2 distais inclinados para mesial. Todos os implantes tinham 3,75 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento. Foi confeccionado um modelo em resina fotoelástica para cada tipo de prótese. As tensões foram registradas com a aplicação de carga de 100 N sobre a área suspensa (*cantilever*). Os resultados evidenciaram que a infraestrutura dos protocolo All-On-Four apresentou maior número de franjas, especialmente sobre os implantes distais. Os implantes paralelos demonstraram melhor distribuição das tensões após o carregamento distal.

Neves *et al.* (2013) investigaram diferentes tipos de conexão entre o implante e o pilar, usando a fotoelasticidade, quando submetidos à carga oblíqua. Três tipos de conexão (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) foram reproduzidas em 12 cilindros de titânio grau 4 (4 de cada tipo), cada um com 5,0 mm de diâmetro por 13 mm de comprimento. As amostras foram incluídas em blocos de resina fotoelástica (56 mm x 38 mm x 9 mm). Os pilares foram parafusados sobre as amostras e uma carga de 0,6 kgf foi aplicada num ângulo de 135 graus em relação ao longo eixo das amostras. Os resultados mostraram um comportamento similar entre os tipos de conexão.

Dentes naturais:

Os dentes posteriores apresentam, em média, 20 mm de comprimento, sendo que a coroa possui 7 mm de altura e a raiz 13 mm de comprimento (Figun &

Garino, 1989). As dimensões das coroas, são apresentadas na Tabela 2.

Tabela 2 – Dimensões das coroas dos dentes posteriores (Figun, 1989).

Dente / Dimensões (mm)	Altura da coroa	Diâmetro V-L	Diâmetro M-D
1o. Pré-molar superior	8,0	9,0	7,0
2o. Pré-molar superior	7,5	9,0	6,8
1o. Molar superior	7,7	11,8	10,3
2o. Molar superior	7,2	11,5	9,2
1o. Pré-molar inferior	7,8	7,5	6,9
2o. Pré-molar inferior	8,0	8,1	7,3
1o. Molar inferior	7,7	10,3	11,2
2o. Molar inferior	6,9	10,1	10,7

Para substituir um dente ausente, os implantes dentais apresentam tamanhos diferentes para abranger diversas situações clínicas, variando o diâmetro de 3,25 mm a 6,0 mm, e o comprimento de 6,0 mm a 20,0 mm. Desta forma, sempre há diferença entre o diâmetro da coroa e o diâmetro do implante. Quanto maior for a diferença, maior a possibilidade de prejuízo estético. Quanto à transmissão de força para o implante e deste para o osso, essa diferença ainda é objeto de estudo.

Implantes curtos:

Os implantes dentais curtos são utilizados em áreas de reduzida altura óssea: região posterior da mandíbula pela presença do canal mandibular e região posterior de maxila, tanto pela redução da altura alveolar como pelo aumento do volume do seio maxilar. Utilizados inicialmente como alternativa para enxertos ósseos em pacientes com idade avançada ou onde cirurgias maiores de enxertos são contra-indicadas mostraram resultado satisfatório e têm sido indicados como alternativa ao enxerto, por reduzir o tempo e o custo do tratamento (Arlin, 2006).

Feldman *et al.* (2004) avaliaram, durante cinco anos, o índice de sucesso de implantes curtos (10 mm ou menos) comparando 2.294 implantes com superfície tratada por duplo condicionamento ácido comparados com 2.597 implantes com a superfície apenas torneada. Os tipos de próteses foram comparadas entre os grupos. A diferença em cinco anos foi 2,2% comparando implantes curtos (superfície tratada) com implantes de superfície torneada de comprimento padrão (maior que 10 mm). Para esses implantes a diferença foi de 7,1% na região posterior da maxila e 8,5% na região anterior da maxila. Comparando os implantes de superfície tratada pelo duplo condicionamento ácido com os implantes de comprimento padrão, a diferença foi 0,7%, sem diferença estatisticamente significativa.

Goené *et al.* (2005) estudaram 311 implantes Osseotite, de 7 mm e 8,5 mm de comprimento, por um período de três anos. Os critérios para o sucesso incluíram ausência de mobilidade, ausência de dor, infecção, parestesia, preservação do canal mandibular, ausência de radiolucidez ao redor do implante e preservação da crista óssea. Dos 311 implantes instalados, 216 suportaram próteses parciais fixas em região posterior de mandíbula ou maxila. Durante 3 anos, 13 implantes falharam resultando em 95,8% de sucesso. Em 9 casos, os implantes falharam antes de serem carregados, e em 4, os pacientes eram fumantes.

Gentile *et al.* (2005) estudaram o índice de sucesso e os fatores de riscos para implantes curtos de 6 mm de diâmetro por 5,7 mm de comprimento. Os objetivos do estudo foram 1) avaliar o índice de sucesso dos implantes Bicon 6 mm x 5,7 mm, 2) comparar o índice de sucesso a outros implantes, que não de 6 mm x 5,7 mm e 3) identificar os fatores de risco para a falha do implante. Trinta e cinco pacientes receberam 172 implantes, sendo que 45 eram de 6 mm x 5,7 mm. A maioria dos implantes (60,2%) foi instalada em 2 estágios e apenas 20,4% foram instalados imediatamente após exodontia. A maior parte dos implantes (92,8%) recebeu uma coroa unitária. Sobre prótese fixa foram 11% e apenas um associado à sobredentadura. Ainda, 18% dos implantes estavam associados a

procedimentos reconstrutivos. Após um ano, o índice de sucesso foi de 92,2% para 6 mm x 5,7 mm e 95,2% para outros que não 6 mm x 5,7 mm. Após avaliar as múltiplas variáveis, o tipo de implante não foi identificado com a falha, sendo que muitos implantes curtos foram instalados em osso tipo 3 e 4, e apenas um destes falhou. Os resultados sugeriram que a técnica de dois estágios apresenta 80% menos falhas quando comparada à técnica imediata.

Renouard & Nisand (2005) realizaram estudo retrospectivo para avaliar o índice de sucesso de implantes curtos (6 mm a 8,5 mm de comprimento) instalados em maxila, seguindo um protocolo para melhorar a estabilidade inicial. O estudo incluiu 85 pacientes que receberam 96 implantes Branemark System de superfície torneada ou anodizada (TiUnite). O protocolo foi de carga normal e os pacientes foram acompanhados por 2 anos após a instalação das próteses. Cinco implantes falharam nos primeiros 9 meses, sendo 4 de superfície torneada e apenas um TiUnite, e 4 falharam durante o acompanhamento. O índice de sucesso foi de 94,6% e a reabsorção marginal foi de $0,44 \pm 0,52$ mm.

Misch *et al.* (2006) estudaram implantes curtos com abordagem biomecânica para diminuir a força na interface implante-osso. Os 273 pacientes desdentados parciais na região posterior foram tratados com 745 implantes de 7 mm ou 9 mm de comprimento, que receberam 338 próteses dentro do período de 1 a 5 anos em 4 consultórios particulares. O controle foi realizado do estágio 1 ao estágio 2 (cicatrização), do estágio 2 à entrega da prótese, na entrega da prótese e após 6 meses. A abordagem biomecânica para reduzir a força nos implantes incluiu união dos implantes sem elementos suspensos, oclusão com guia canino ou mutuamente protegida e seleção de implantes projetados para aumentar a área de contato osso/implante. Dos 745 implantes instalados, 6 falharam do estágio 1 para o estágio 2 e do estágio 2 a entrega da prótese. Nenhum implante falhou após a entrega da prótese. O índice de sucesso, do estágio 1 ao controle da prótese, foi de 98,9%, concluindo que implantes curtos podem suportar próteses fixas em região posterior.

Neves *et al.* (2006) investigaram a base de dados MEDLINE entre os anos de 1980 e 2004 para avaliar a decisão terapêutica entre cirurgias avançadas ou implantes curtos em 33 estudos. Os critérios foram: implantes com 7 mm, 8,5 mm ou 10 mm de comprimento instalados e com falhas, o tempo em que a falha ocorreu e os fatores de riscos associados. Os estudos incluíam 16.344 implantes colocados apresentando 786 falhas (4,8%). Dos implantes que falharam 9,7% tinham 3,75 mm de diâmetro e 7 mm de comprimento e 6,3% tinham 3,75 mm x 10 mm. 54,9% das falhas ocorreram antes da instalação da prótese. Nestes, 66,7% foram atribuídos ao osso de baixa qualidade, 45,4% ao local (maxila ou mandíbula), 27,2% à sobrecarga oclusal e 15,1% à infecção. A qualidade do osso pareceu ser fator crítico para o sucesso de implantes com comprimento igual ou menor que 7 mm de comprimento. O implante de 3,75 mm x 7 mm apresentou a maior taxa de falha (9,2%), podendo ser considerado fator de risco durante o planejamento do tratamento. O aumento do diâmetro para 4 ou 5 mm e a superfície tratada parece minimizar o problema. Em osso de baixa qualidade a técnica cirúrgica devia priorizar a estabilidade primária.

Arlin (2006) avaliou o desempenho clínico de implantes curtos (com 6 mm e 8 mm de comprimento) instalados em áreas de pouca disponibilidade óssea (7 a 11 mm) comparados com implantes mais longos. O índice de sucesso, após dois anos, foi comparado entre implantes com 6 mm, 8 mm, 10 mm e 16 mm de comprimento. O total de 630 implantes Straumann foi instalados em 264 pacientes entre 1994 e 2003. Destes, 35 implantes eram de 6 mm de comprimento, 141 eram de 8 mm, 454 eram de 10 ou 16 mm de comprimento. O tempo máximo de acompanhamento foi de 64,6 meses para os implantes de 6 mm, 83,7 meses para os implantes de 8 mm e 102 meses para os implantes de 10-16 mm. O sucesso em 2 anos foi de 94,3% para os implantes de 6mm, 99,3% para os implantes de 8mm e 97,4% para os implantes de 10-16 mm. Os resultados mostraram que os implantes de 6 mm e 8 mm de comprimento podem ser uma opção previsível de tratamento. Comparados aos procedimentos de enxerto e aos implantes longos,

podem ser mais simples considerando que o tempo e o custo do tratamento são menores e com baixa morbidade para o paciente.

Degidi *et al.* (2007) avaliaram o sucesso de implantes curtos (menor que 10 mm de comprimento) carregados imediatamente. Entre 1995 e 2004, 133 implantes curtos foram instalados e imediatamente carregados. Foram utilizados diferentes sistemas de implantes, e o tempo médio de acompanhamento foi de 4 anos. Apenas 3 implantes falharam (sucesso de 97,7%) e nenhuma diferença estatística foi encontrada entre as variáveis do estudo. Os resultados mostraram que os implantes curtos carregados imediatamente apresentam o mesmo índice de sucesso comparando à técnica de 2 estágios, embora a reabsorção da crista óssea fosse esperada quando o osso era estreito (diâmetro menor que 3,75 mm).

Maló *et al.* (2007) acompanharam por um período de 1 a 9 anos, 237 pacientes que receberam 408 implantes curtos Branemark (131 de 7mm de comprimento e 277 implantes de 8,5mm de comprimento). O pilar protético foi instalado no momento da cirurgia e a prótese definitiva após 4 a 6 meses. Após um ano, 126 implantes de 7mm de comprimento apresentavam sucesso (96%), após 2 anos 100 (84%), após 5 anos 88 (67%). A média de reabsorção óssea foi de 1 mm no primeiro ano e de 1,8 mm após 5 anos. Os implantes de 8,5 mm de comprimento apresentaram sucesso com 269 implantes após um ano (97%), 200 após 2 anos (79%) e 142 após 5 anos (51%). A média de reabsorção óssea foi de 1,3 mm no primeiro ano e de 2,2 mm após 5 anos. Os resultados mostraram que o índice de sucesso cumulativo após 5 anos foi de 96,2% para os implantes de 7 mm de comprimento e 97,1% para os implantes de 8,5 mm de comprimento.

Anitua *et al.* (2008) avaliaram o índice de sucesso de implantes curtos por 5 anos, instalados na região posterior. Um total de 293 pacientes recebeu 532 implantes curtos entre 2001 e 2004. O índice de sucesso foi de 99,2% avaliados por um período de $31 \pm 12,3$ meses. Os resultados mostraram que implantes curtos podem ser considerados um tratamento seguro e de prognóstico favorável.

Cannizzaro *et al.* (2008) compararam implantes curtos de 7 mm de comprimento, carregados imediatamente a implantes, também de 7 mm,

carregados com a carga precoce (6 semanas). Trinta pacientes receberam 2 implantes unitários de hexágono externo sendo que um deles foi carregado imediatamente e o outro após 6 semanas. Todos os implantes foram instalados com torque de 40 N ou mais. O implante que foi carregado imediatamente recebeu uma coroa provisória com leve contato oclusal e a prótese definitiva foi instalada após 3 meses. O controle considerou a falha do implante, complicações biológicas e biomecânicas, reabsorção óssea periimplantar e preferência pelo paciente. Em 12 pacientes foi realizado retalho, e em 8 pacientes o implante foi imediatamente substituído por um implante de diâmetro maior. Ocorreu a falha de um implante em cada grupo e não houve diferenças estatísticas quanto às falha, complicações, reabsorção óssea marginal ou a preferência do paciente. Implantes curtos de 7 mm de comprimento podem ser carregados no ato da instalação, com ou sem retalho.

Fugazzotto (2008) acompanhou 1774 pacientes, entre 2000 e 2007, que receberam implantes curtos de 6, 7, 8 e 9 mm de comprimento. A avaliação considerou o sexo, a idade, a localização dos implantes, o tipo de prótese, o tempo em função e a manutenção da crista óssea. O índice de sucesso variou de 98,1% a 99,7% e foi independente do tipo de prótese (coroa unitária ou prótese fixa), da localização (maxila ou mandíbula), do sexo, da idade e do diâmetro do implante, sendo o mesmo índice de implantes com comprimento maior.

Grant *et al.* (2009) estudaram o índice de sucesso de implantes curtos (8 mm) instalados na região posterior da mandíbula. Um total de 124 pacientes recebeu 335 implantes de 8 mm de comprimento. Trinta e dois pacientes receberam implantes unitários e 92 receberam vários implantes. Todos receberam próteses fixas, sendo 75 coroas individuais e 245 próteses fixas. Os 2 implantes que falharam foram instalados em áreas que receberam enxerto de hidroxiapatita porosa associada ao plasma rico em plaquetas. O índice de sucesso foi de 99% do momento da instalação até 2 anos de controle, sendo considerado um tratamento de bom prognóstico para pacientes com reabsorção mandibular posterior.

Kotsovilis *et al.* (2009) realizaram uma meta-análise sobre o índice de sucesso dos implantes curtos comparado aos implantes convencionais. Em 300 trabalhos avaliados, a meta-análise mostrou que não existe diferença estatisticamente significativa no índice de sucesso de implantes curtos (menor que 10 mm de comprimento) comparados aos implantes convencionais (iguais ou maiores que 10 mm de comprimento).

Anitua & Orive (2010) apresentaram uma retrospectiva de 2001 a 2008, sobre o índice de sucesso de implantes curtos instalados na região posterior da maxila e da mandíbula. Implantes curtos (menores que 8,5 mm de comprimento) foram instalados em 661 pacientes, num total de 1.287 implantes. O índice de sucesso foi de 99,3%. Nove implantes falharam durante o período de observação que foi de $47,9 \pm 24,46$ meses.

Birdi *et al.* (2010) estudaram a proporção coroa-raiz de próteses unitárias sobre implantes curtos, avaliando o nível da crista óssea mesial e distal adjacente aos implantes. Foram avaliados 194 pacientes que receberam ao menos um implante de 5, 6 ou 7 mm de comprimento, no período de 1997 a 2005, totalizando 309 implantes. A avaliação foi feita em radiografia, que mostrava a coroa e o implante por inteiro de forma visível, com aumento de três vezes. A média de acompanhamento, da data de instalação do implante ao momento da radiografia, foi de 20,9 meses (variando de 15,6 a 122,8 meses). O comprimento médio das coroas foi de 13,4 mm (variando de 6,2 a 21,7 mm). A proporção implante-coroa foi de 1:2,0 (variando de 1:0,9 a 1:3,2). A média da remodelação óssea (diminuição de altura no contato osso-implante mesial e distal) foi de 0,7 mm na mesial e 0,9 mm na distal. Nenhuma diferença estatística foi encontrada relacionando o aumento da proporção coroa-implante à reabsorção mesial e distal ao redor do implante.

Chou *et al.* (2010) avaliaram a resposta biomecânica da mandíbula com implantes curtos e largos comparado a implantes estreitos e longos em várias situações clínicas simuladas. Através do método de elemento finito, a distribuição de força periimplantar foi estudada com implante curto de 5 mm x 6 mm e com

implante estreito de 3,5 mm x 10,7 mm. Um modelo tridimensional da região de pré-molar inferior foi construído baseado em imagem obtida por tomografia computadorizada. Uma força oclusal de 100 N foi simulada sendo aplicada de forma oblíqua sobre o pilar e o resultado da distribuição desta força foi avaliado em 5 diferentes níveis do comprimento dos implantes e simulando duas diferentes qualidades de osso. Para o implante estreito e longo, aproximadamente 60% a 80% do volume ósseo circunjacente ao implante foi submetido de 200 a 1.000 microforças, e de 15% a 35% foi submetido de 1.000 a 3.000 microforças, independente do tipo de osso alveolar. Para os implantes curto e longo, em osso de baixa qualidade, o volume de osso submetido de 1.000 a 3.000 microforças aumentou, e o volume de osso submetido de 200 a 1.000 microforças diminuiu. Para ambos os implantes valores menores que 200 microforças e maiores que 3.000 microforças foram relativamente poucos. Os resultados mostraram que a distribuição de força ao redor de um implante diminui quando associada ao aumento do comprimento, sendo maior em um implante curto e largo comparado a um implante estreito e longo.

Hassan *et al.* (2010) utilizaram a análise por elemento finito para estudar o impacto mecânico e biomecânico da reduzida altura e diâmetro. Para avaliar a transmissão das cargas para o osso alveolar, implantes curtos e mini-implantes foram analisados comparados com implantes de diâmetro regular e comprimento de 13 mm. Mini-implantes foram carregados com 150 N de força e os implantes curtos com 300 N. O aumento da carga no osso ao redor, tanto dos mini-implantes como dos implantes curtos, foi maior quando comparado com os implantes longos.

Olate *et al.* (2010) relacionaram a falha precoce de implantes ao comprimento e diâmetro. Os implantes avaliados foram instalados submersos (1º. tempo cirúrgico) e depois reabertos (2º. tempo cirúrgico) antes da instalação da prótese. Os implantes foram classificados em curtos (6 mm a 9 mm de comprimento), médios (10 mm a 12 mm de comprimento) e longos (13 mm a 18 mm de comprimento); e em relação ao diâmetro: estreitos, regulares e largos. Os

1.649 implantes foram instalados (807 na maxila e 821 na mandíbula) em 650 pacientes (média de idade de 42,7 anos) em diferentes regiões: maxila anterior (458), maxila posterior (349), mandíbula anterior (270) e mandíbula posterior (551). O índice de sucesso inicial foi de 96,2%. Em relação ao diâmetro, a maior falha foi de implantes estreitos (5,1%), seguido pelo diâmetro regular (3,8%) e pelo largo diâmetro (2,7%). Em relação ao comprimento, a falha foi de 9,9% para os implantes curtos, 3,5% para os implantes longos e 3,0% para os implantes médios. A falha precoce ocorreu em 50 implantes: 31 na região anterior (4,3%) e 19 na região posterior (92,8%). Foi observada relação significativa com a falha de implantes curtos. Nenhuma relação com a falha precoce dos implantes foi associada à qualidade óssea ou ao diâmetro dos implantes. Os dados podem ser atribuídos à experiência do operador com diferentes desenhos dos implantes, curva de aprendizado ou alterações na técnica ou na indicação dos implantes curtos no período de 1996 a 2004.

Romeo *et al.* (2010) avaliaram o uso de implantes curtos na prática clínica, em um trabalho que revisou a literatura entre 2000 e 2008. Os critérios de inclusão dos trabalhos foram: 1) estudos com detalhes sobre implantes curtos; 2) estudos em humanos; 3) estudos multicêntricos longitudinais retrospectivos e prospectivos; 4) nenhuma restrição sobre o delineamento dos estudos e 5) nenhuma seleção para tipo específico de implante. Os critérios de exclusão foram: 1) estudos associados a pacientes com condições de riscos para o sucesso; 2) estudos com pacientes portadores de doença periodontal não tratada e 3) implantes imediatos. Embora os estudos mais antigos apresentassem baixo índice de sucesso, a diferença não foi significativa. O plano de tratamento seria o fator mais importante para o sucesso dos implantes curtos, quando o clínico deveria considerar: 1) a área a ser reabilitada bem como a qualidade do osso; 2) comprimento do implante; 3) diâmetro do implante); 4) tipo de implante e o tratamento da superfície; 5) proporção coroa/implante na prótese definitiva; 6) tipo de prótese; 7) conexão a outros implantes; 8) carga oclusal e parafunção e 9) complicações protéticas.

Rossi *et al.* (2010) estudaram durante dois anos, por meio da análise clínica e radiográfica, o resultado de carga precoce sobre implantes curtos (6 mm de comprimento) de superfície moderadamente rugosa. Foram instalados 40 implantes curtos SLActive Straumann (6 mm) em 35 pacientes. O diâmetro dos implantes foi de 4,1 mm (19 implantes) e de 4,8 mm (21 implantes). Os implantes foram carregados após 6 semanas da instalação. A análise considerou o índice de sucesso, a reabsorção óssea marginal e a análise de frequência de ressonância. Dois implantes falharam antes de receber carga, portanto o índice de sucesso antes da carga foi de 95%. Nenhuma complicação clínica ou biológica ocorreu durante os dois anos do acompanhamento. A média de reabsorção óssea marginal, antes da carga foi de 0,34 mm. Após a carga foi de 0,23 mm no primeiro ano e 0,21 mm no segundo ano. Os valores da análise de frequência de ressonância aumentaram na instalação, de $70,2 \pm 9$ para $74,8 \pm 6,1$ após 6 semanas. A proporção implante/coroa aumentou de 1,5 na instalação da prótese para 1,8 após 2 anos. Os resultados mostraram que implantes curtos (6 mm) de superfície moderadamente rugosa podem ser carregados precocemente (6 semanas) e apresentam alto índice de sucesso após 2 anos. Sendo que períodos maiores de observação são necessários para determinar conclusões mais definitivas sobre o suporte de coroas unitárias por implantes curtos.

Sánchez-Garcés *et al.* (2010) avaliaram o desempenho de implantes curtos em pacientes com severa reabsorção alveolar. Instalados com cirurgia normal ou usando osteótomo, 273 implantes de até 10 mm de comprimento foram acompanhados por um período de 18 meses a 12 anos (média de 81 meses). Deste total, 20 implantes falharam (7,33%) resultando em um índice global de sucesso de 92,67%, sendo que para os implantes de 10 mm o sucesso foi de 92,82%, e para os implantes menores que 10 mm foram de 92,5%.

Urdaneta *et al.* (2010) estudaram o efeito do aumento da proporção coroa/implante em próteses unitárias sobre implantes cone morse (Bicon). Um total de 81 pacientes recebeu 326 implantes Bicon e foram avaliados depois de um tempo médio de 70,7 meses. A média da proporção coroa/implante foi de 1,6

(variando de 0,79 a 4,95). A alteração média da crista óssea mesial e distal foi de -0,33 mm. Quarenta implantes (16%) tinham a proporção coroa-implante maior ou igual a 2. Os resultados mostraram que o aumento da proporção coroa/implante mostrou ser significativo sobre o efeito de perda da estabilidade do pilar e da coroa na região anterior da maxila, bem como a fratura do pilar de 2 mm de diâmetro utilizado em região posterior superior e inferior. No entanto, o aumento da proporção coroa-implante não aumentou o risco de reabsorção óssea na crista ou de falha do implante. Implantes cone morse podem ser utilizados para restaurações unitárias em regiões com pouca disponibilidade óssea mesma quando a proporção coroa/implante chega a 4,95.

De Santis *et al.* (2011) acompanharam por um período de 1 a 3 anos, 107 implantes curtos (8,5 mm ou menos de comprimento) com superfície anodizada, instalados na região posterior da maxila (19,6%) e da mandíbula (80,4%) de 46 pacientes, sendo 69,2% com 7 mm de comprimento e 30,8% com 8,5 mm. Em relação às próteses, 27,1% eram unitárias, 16,8% tinham um único elemento suspenso (*cantilever*) e 56,1% eram próteses fixas. Durante 1 a 3 anos de acompanhamento, 105 implantes estavam em função (apenas 2 falharam) o que mostra um índice de 98,1 % de sucesso. A média de reabsorção óssea marginal foi de $0,6 \pm 0,2$ mm. Os resultados sugerem que implantes curtos com a superfície anodizada podem ser considerados uma possível solução para região posterior bastante reabsorvida.

Yilmaz *et al.* (2011) compararam a distribuição de forças sobre implantes curtos comparando dois implantes com as coroas unidas com dois implantes com coroas unitárias. Foram construídos dois modelos em resina, de uma mesma mandíbula a partir de uma tomografia computadorizada, reproduzindo a região de molares. Foram instalados dois implantes de 4,0 mm de diâmetro por 6 mm de comprimento. Em um modelo, as coroas instaladas eram unitárias e no outro eram esplintadas, todas parafusadas. Foi aplicada força de 400 N no sentido do longo eixo dos implantes e uma força oblíqua de mesma intensidade. A distribuição de carga foi comparada para força principal máxima e mínima. Os

resultados mostraram que houve aumento na distribuição da força para o modelo esplintado independente da direção aplicada. Entretanto, a única diferença estatística significativa entre os dois tipos de prótese ocorreu para o pico máximo sob a força oblíqua. A conclusão foi que a esplintagem dos implantes proporcionou a mesma distribuição das forças quando comparada às coroas unitárias.

Sun *et al.* (2011) realizaram revisão sistemática de longo prazo sobre o índice de sucesso de implantes curtos (≤ 10 mm de comprimento). Utilizaram as bases de dados PubMed e Cochrane de 1980 a 2009. Um total de 35 estudos preencheu os critérios, totalizando 14.722 implantes com 659 falhas (4,47%). As falhas dos implantes foram de 4,1 % para 6 mm; 5,9% para 7 mm; 0% para 8 mm; 2,5% para 8,5 mm; 0,6% para 9 mm e 6,5% para 10 mm. A maioria (57,9%) falhou antes da instalação da prótese. Houve tendência para mais falhas na maxila que na mandíbula, e para implantes torneados comparados com implantes com a superfície rugosa. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as falhas dos implantes curtos (≤ 10 mm de comprimento) comparados aos implantes com 10 mm de comprimento. Não houve diferença significativa entre os implantes instalados em um estágio comparados aos implantes instalados em dois estágios, sendo que o protocolo cirúrgico não é o fator chave para o prognóstico dos implantes curtos.

Atieh *et al.* (2012), revisaram a literatura entre 1992 e 2011 sobre a utilização de implantes curtos na região posterior com a base de dados PubMed onde 401 artigos foram inicialmente avaliados. Destes, 33 artigos preencheram os requisitos para o estudo. Concluíram que o índice de sucesso é grande (98%) e não se relacionou com o tipo de superfície, desenho ou diâmetro do implante.

Lops *et al.* (2012) acompanharam 121 pacientes, com 257 implantes sendo 108 implantes, de 8 mm de comprimento, durante 10 a 20 anos. O índice de sucesso após 20 anos foi de 92,3% para os implantes curtos e 95,9% para os implantes longos. Considerando apenas os implantes curtos, o índice de sucesso para a região anterior foi 96,4% e para a região posterior 95%. Concluíram que o

prognóstico para os implantes curtos na região anterior foi igual ao da região posterior e ambos não diferiram de implantes longos.

Mertens *et al.* (2012) acompanharam 52 pacientes que receberam implantes de 8 e 9 mm de comprimento durante um período de 10 anos. Os critérios para inclusão no estudo foram: atrofia alveolar, boa oclusão e estruturas protéticas suportadas apenas por implantes curtos. Os critérios para exclusão foram: doença periodontal não tratada, cárie, higiene bucal deficiente, tratamento prévio com radioterapia, doenças sistêmicas (diabetes não controlada e quimioterapia) e gravidez. Pacientes com doença periodontal tratada, fumantes e com hábitos parafuncionais não foram excluídos. Durante o período de avaliação nenhum implante ou prótese falhou. A perda óssea marginal registrada foi 0,3 mm ($\pm 0,4$ mm).

Srinivasan *et al.* (2012) realizaram revisão sistemática sobre o índice de sucesso em longo prazo de implantes curtos (< 8 mm) com tratamento de superfície. A busca na base de dados PubMed entre 1990 e 2011, encontrou 842 artigos, sendo que 41 deles preencheram os requisitos, que foram: o tempo de avaliação, o índice de sucesso, o diâmetro e a localização dos implantes. Os comprimentos dos implantes avaliados foram 4, 5, 6, 6,5, 7 e 7,5 mm. Diferentes marcas foram avaliadas com o diâmetro variando entre 3,5 mm e 6 mm. Concluíram que implantes curtos oferecem índices favoráveis de sucesso e podem simplificar o tratamento em situações onde há pouca altura de osso alveolar disponível.

Urdaneta *et al.* (2012) avaliaram o desempenho de 410 implantes curtos em 291 pacientes no período de janeiro de 2008 a dezembro de 2009. Os implantes instalados tinham 5 por 5 mm (57 implantes), 5 por 6 mm (154 implantes) e 5 por 8 mm (199 implantes). Desse total, 322 foram restaurados com coroas unitárias (93,4%) e nove falharam (sucesso de 97,5%). Dentre os que falharam, 5 eram de 5 por 6 mm e nenhum dos implantes de 5 por 5 mm falhou. O índice de sucesso dos implantes com 5 e 6 mm de comprimento foi igual aos de 8 mm.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito neste estudo foi verificar por meio da análise de tensão fotoelástica a influência na distribuição de tensões exercida pela altura e largura da coroa protética na força transmitida aos implantes curto (3,75 mm de diâmetro x 7 mm de comprimento) e longo (3,75 mm de diâmetro x 13 mm de comprimento), quando o carregamento foi efetuado no centro e na extremidade das coroas com 7 e 11 mm de largura e com 7 e 13 mm de altura.

A hipótese nula (H_0) seria que a ordem de franja e a tensão cisalhante do implante curto são iguais a do implante longo para diferentes tamanhos de coroa e diferentes locais de carregamento (no centro ou na extremidade). A hipótese alternativa (H_1) seria que esses fatores são diferentes.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Implantes

Foram utilizados dois implantes de hexágono externo (Exopro Com. Ind. Imp. Exp. Ltda., Bauru, São Paulo) de titânio medicinal puro ASTM F67 (norma F67 da American Society for Testing and Materials) PI Branemark Philosophy ambos com 3,75 mm de diâmetro e comprimentos diferentes: um implante curto de 7 mm de comprimento e outro longo de 13 mm de comprimento (Figura 7).

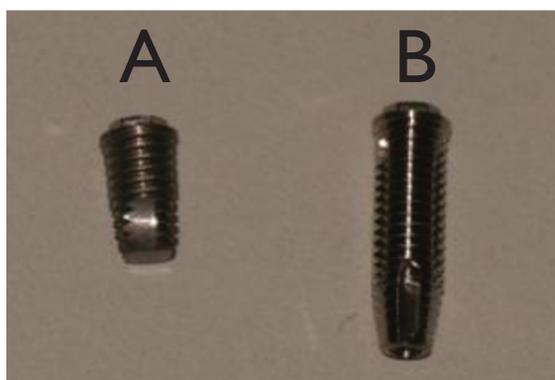


Figura 7 – Implantes de titânio PI Branemark Philosophy de conexão protética tipo hexágono externo de 3,75 mm x 7 mm (A) e 3,75 mm x 13 mm (B).

Ambos os implantes são de paredes paralelas de conexão protética hexagonal externa, com corpo maciço de 3 mm de diâmetro e diâmetro externo total (da rosca) de 3,75 mm. A plataforma protética de 4,1 mm de diâmetro e o hexágono externo com 0,7 mm de altura e 2,7 mm de distância entre as duas superfícies paralelas e opostas.

4.2 Corpos-de-prova

4.2.1 Modelo em resina

O corpo-de-prova de resina fotoelástica foi feito com o sistema bicomponente à base de resina epóxi modificada e endurecedor (Polipox GIV Flexivel, Polipox, São Paulo, SP). As dimensões do corpo-de-prova foram de 25 mm de altura, 12 mm de espessura e 50 mm de comprimento.

Para confecção do corpo-de-prova foi utilizada uma matriz composta por duas placas de vidro de 25 mm de largura, 50 mm de comprimento e 6 mm de espessura coladas com adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder, Loctite), conforme Figura 8.



Figura 8 – Matriz de vidro para confecção do corpo-de-prova.

A matriz de vidro foi fixada no fundo de uma caixa de plástico com as dimensões maiores que a matriz de vidro, porém, proporcionais em todos os lados, como mostra a Figura 9.

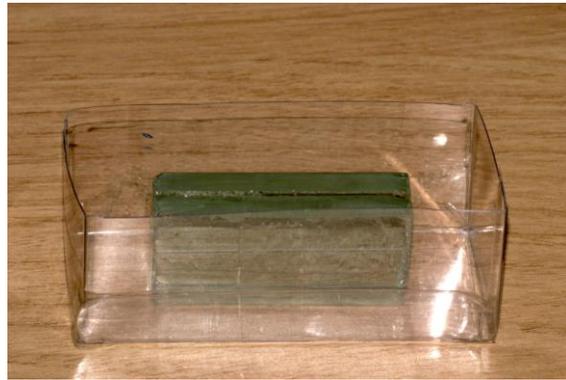


Figura 9 – Matriz de vidro colada na caixa de plástico.

O silicone laboratorial (Elite Double 16, Zermach, Rovigo, Itália) para duplicação de modelos foi preparado em partes iguais conforme recomendações do fabricante.

A mistura resultante foi vertida na caixa de plástico (Figura 10) e mantida em meio ambiente por 24 horas para a polimerização do silicone.



Figura 10 – Caixa de plástico preenchida com silicone.

Cada implante foi fixado sobre o molde de silicone parafusado em um componente de titânio tipo UCLA por meio de aperto manual com chave digital (Figuras 11).



Figura 11 – Implante (A) parafusado ao componente tipo UCLA (B) com chave digital (C).

Nas laterais da superfície superior do molde de silicone foram feitas marcações perpendiculares entre si para orientar o posicionamento do implante no centro do molde (Figura 12).

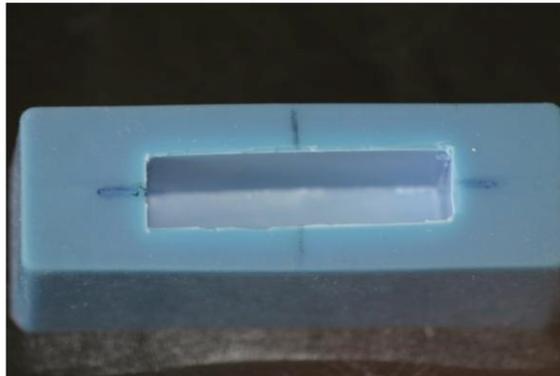


Figura 12 – Marcações perpendiculares para orientação do posicionamento do implante no centro do molde de silicone.

O componente tipo UCLA foi fixado no mandril de uma fresadora (Figura 13) e posicionado na superfície do molde de silicone, conforme as marcações perpendiculares orientadoras (Figura 14).

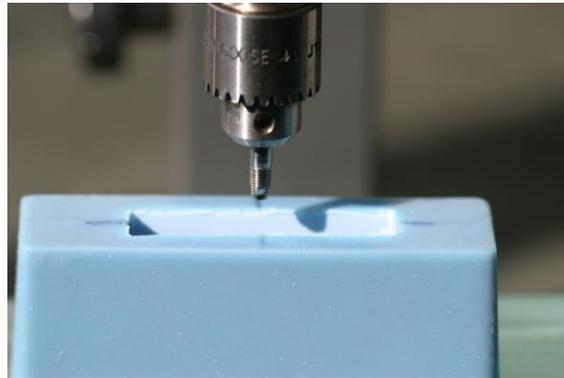


Figura 13 – Componente protético fixado no mandril da fresadora.

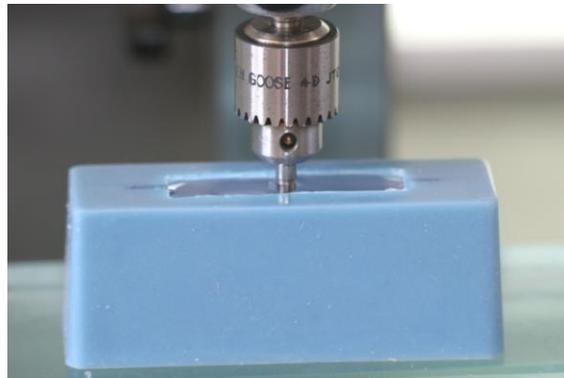


Figura 14 – Implante posicionado sobre o molde, conforme as marcações orientadoras.

Um volume de 12 mL de resina fotoelástica e 6 mL de endurecedor da resina Polipox GIV flexível foram misturados durante 30 minutos com manipulação manual, conforme recomendação do fabricante (2:1 resina/endurecedor). A mistura foi vertida no molde contendo o implante posicionado pela fresadora e mantida em temperatura ambiente por 24 horas para completar a polimerização.

Após 24 horas, o implante foi liberado da fresadora, o suporte desparafusado do implante e o corpo-de-prova em resina fotoelástica removido do molde. O implante ficou posicionado no centro de cada corpo-de-prova (Figura 15).

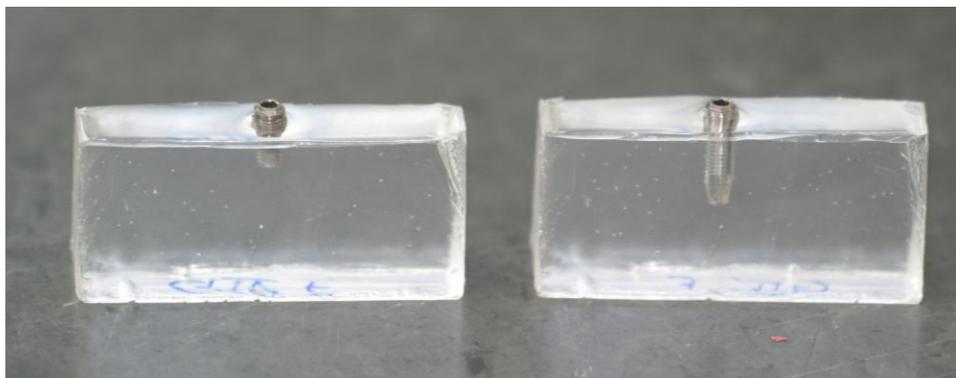


Figura 15 – Corpos-de-prova em resina fotoelástica com os implantes posicionados.

Em cada corpo-de-prova foi feito um chanfrado no canto superior direito (Figura 16) para orientação do posicionamento, de modo que cada corpo-de-prova fosse sempre carregado na mesma posição, ou seja, com o mesmo lado voltado para a câmera fotográfica.

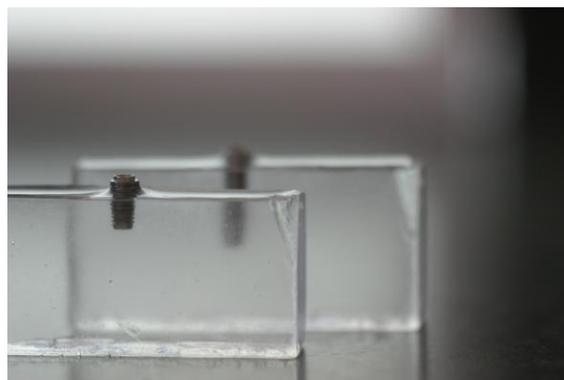


Figura 16 – Chanfrado no corpo-de-prova para orientação do posicionamento.

4.2.2 Coroas protéticas simuladas:

As coroas protéticas simuladas foram confeccionadas em 4 tamanhos:

- a) 7 mm de largura x 7 mm de altura;
- b) 11 mm de largura x 7 mm de altura;
- c) 7 mm de largura x 13 mm de altura;
- d) 11 mm de largura x 13 mm de altura.

As dimensões da altura (cérvico-oclusal C-O) e da largura (mésio-distal M-D) da coroa simulada foram estabelecidas com base nas dimensões de um molar e um pré-molar inferiores humanos coletados aleatoriamente. Ambos apresentavam 20 mm de comprimento, sendo 13 mm de raiz e 7 mm de altura da coroa. O diâmetro mésio-distal da coroa do molar inferior era 11 mm, enquanto do pré-molar inferior era 7 mm. Desta forma, o tamanho coroa-raiz ensaiado foi de 20 mm, variando a proporção implante/corona de 13 mm / 7 mm e 7mm / 13 mm. A espessura vestibulo-lingual (V-L) de 6 mm foi estabelecida para que houvesse pelo menos 1 mm de material ao redor do parafuso para fixação da coroa.

Para confecção das coroas simuladas foi utilizado uma caixa de plástico com 11 mm de largura, 11 mm de espessura e 20 mm de altura. A caixa de plástico foi perfurada de modo que um análogo de implante pudesse ser parafusado no furo (Figura 17).



Figura 17 – Análogo parafusado na caixa plástica.

Foi feito um molde com silicone denso de polimerização por adição (Elite, Zermach, Rovigo, Itália) para moldagem do análogo parafusado na caixa de plástico (Figura 18).



Figura 18 – Moldagem do análogo da caixa plástica com silicone denso de polimerização por adição.

Após a polimerização do silicone, o análogo foi desparafusado da caixa plástica e ambos foram removidos do molde de silicone. A seguir, o análogo foi parafusado no pilar de plástico sem hexágono (UCLA, Neodent, Curitiba), o acesso do parafuso coberto com um pino de nylon e o conjunto fixado no molde de silicone (Figura 19).



Figura 19 – Conjunto análogo/UCLA fixado no molde de silicone.

O molde foi preenchido quatro vezes em momentos diferentes, com resina acrílica quimicamente ativada de baixa contração de polimerização (Pattern, GC), permitindo a confecção de quatro corpos-de-prova. Os corpos-de-prova foram usinados de modo a apresentar as dimensões para teste conforme as Figuras 20 e 21.

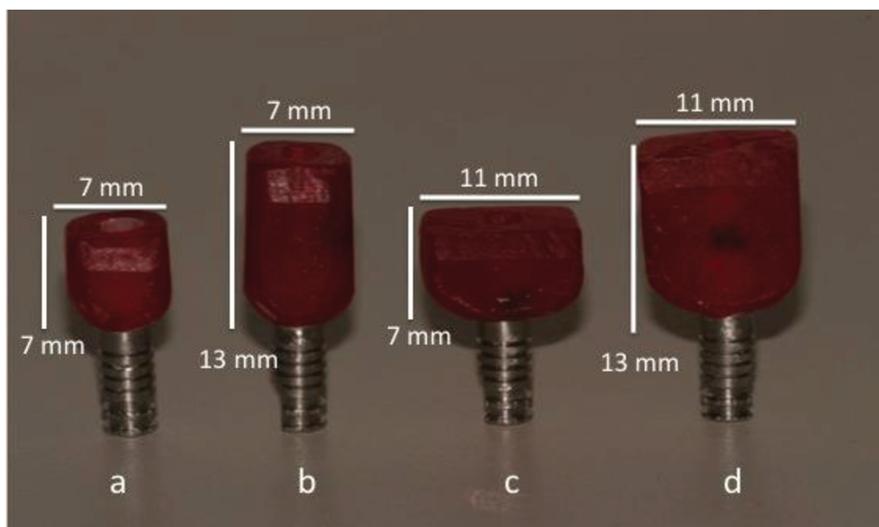


Figura 20 – Dimensões da largura (M-D) e altura (C-O) das coroas em resina acrílica: a) 7 mm x 7 mm; b) 7 mm x 13 mm; c) 11 mm x 7 mm; d) 11 mm x 13 mm.

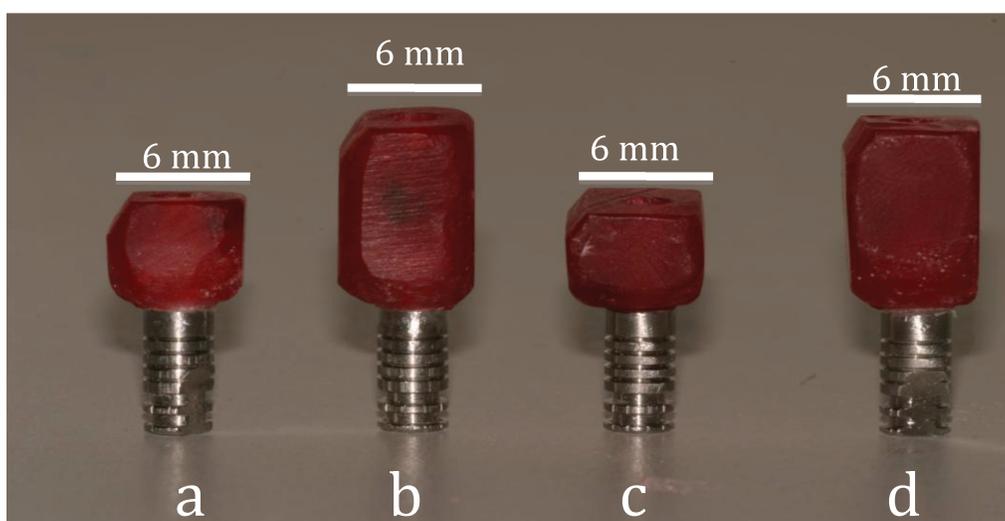


Figura 21 – Dimensões da espessura (V-L) das coroas em resina acrílica: a) 6 mm; b) 6 mm; c) 6 mm; d) 6 mm.

As coroas foram incluídas e fundidas em liga de níquel-cromo, pela técnica da cera perdida (Figura 22).



Figura 22 – Coroas em liga de níquel-cromo.

Nas coroas metálicas foram confeccionadas duas canaletas nas superfícies correspondentes às faces oclusal e vestibular: uma no centro e outra numa das extremidades, com a finalidade de receber o carregamento sempre na mesma posição da coroa (Figura 23).

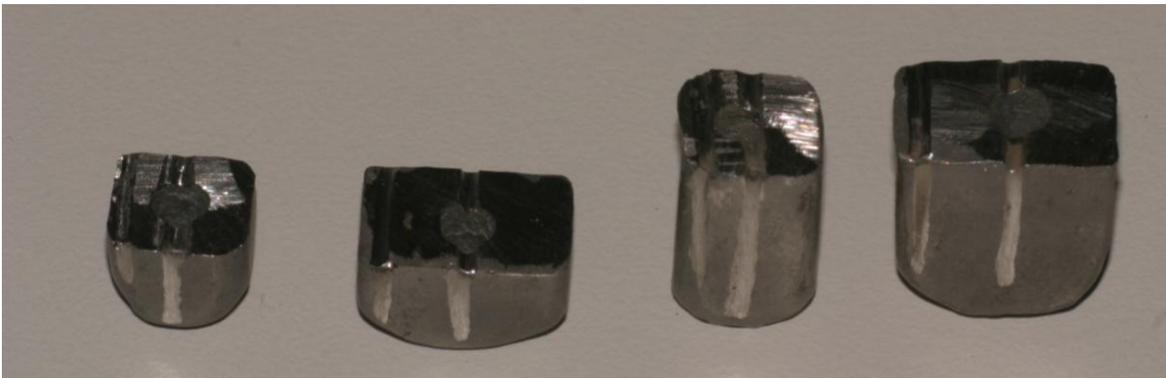
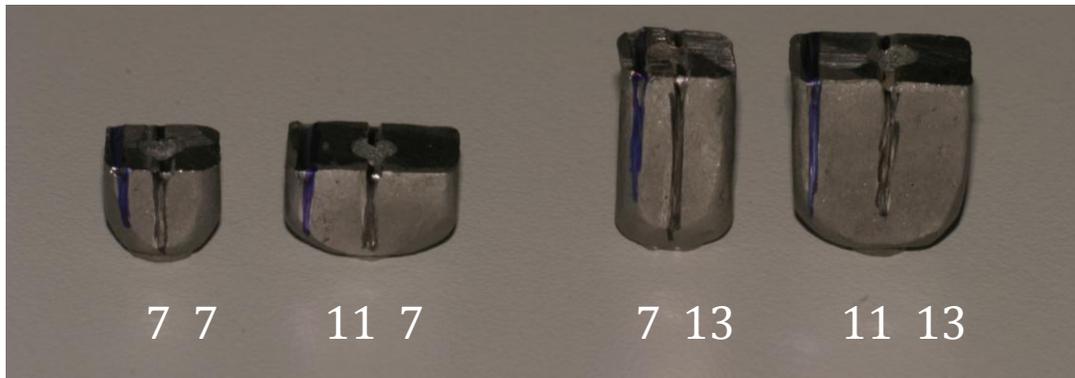


Figura 23 – Coroas metálicas com 7 mm de altura e com as canaletas para orientação do carregamento.

As canaletas centrais foram demarcadas com tinta preta e as das extremidades com tinta azul, para facilitar a visualização quando colocadas em posição no polariscópio (Figura 24).



Figuras 24 – Canaletas demarcadas com tinta para identificação da largura com 7 mm e 11 mm (primeiro número) e da altura com 7 mm e 13 mm (segundo número).

4.3 Polariscópio

O experimento foi realizado no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, sob a Coordenação do Prof. Cleudmar Amaral Araújo, utilizando o polariscópio de transmissão modelo PTH_A_01 (Figura 25).

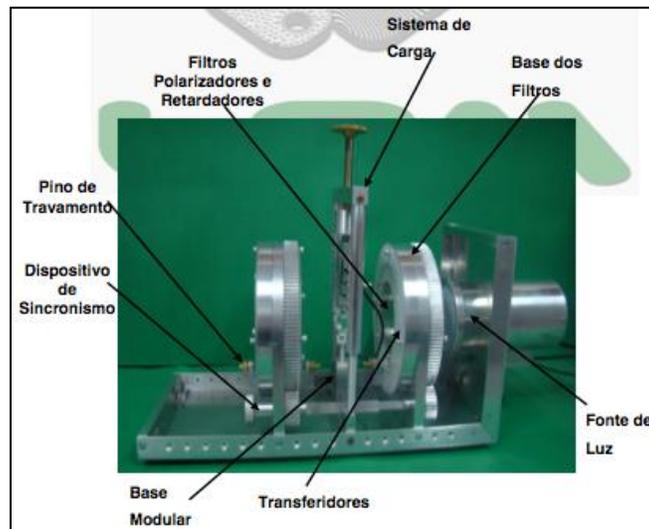


Figura 25 - Polariscópio de transmissão modelo PTH_A_01 (Fonte: Manual do Polariscópio de transmissão PTH_A_01, Uberlândia).

Para a análise dos modelos fotoelásticos foi determinada a constante fotoelástica da resina. Para isso, foi confeccionado um modelo de resina fotoelástica em forma de disco, medindo 41,10 mm de diâmetro e 9,00 mm de espessura .

Esse disco foi submetido à diferentes cargas compressivas e os valores para as ordens de franja (N) geradas na região central do disco foram determinadas por meio do programa Fringes. Para cada carga aplicada foi obtida uma ordem de franja na região central do modelo (Tabela 3). Com os valores de cargas compressivas utilizadas e as respectivas ordens de franja foi feita a curva de calibração, por meio da qual foi determinada a constante fotoelástica do modelo.

Tabela 3 – Cargas aplicadas e ordens de franja utilizadas para a calibração do disco.

Carga [N]	Ordem de franja
1,40	0,608
2,20	0,679
2,90	0,940
3,50	1,217
4,70	1,525
5,70	1,754
7,30	2,616
8,90	2,656

As tensões no centro do disco foram determinadas a partir das seguintes equações da resistência dos materiais:

$$\sigma_1 = \frac{2P}{\pi hD} \quad \text{e} \quad \sigma_2 = -\frac{6P}{\pi hD} \quad (1)$$

Utilizando a Lei óptica das tensões, dada na equação (2), e as tensões da equação (1), foi obtida a equação da reta de calibração para o modelo do disco sob compressão (Equações 3 e 4):

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{Nf_\sigma}{h} \quad (2)$$

$$\frac{2P}{\pi hD} - \left(-\frac{6P}{\pi hD} \right) = \frac{Nf_\sigma}{h} \rightarrow \frac{8P}{\pi hD} = \frac{Nf_\sigma}{h} \quad P = \frac{\pi Df_\sigma}{8} N \quad (3)$$

$$\frac{P}{N} = \frac{\pi Df_\sigma}{8} = 3,1824 \rightarrow f_\sigma = \frac{3,1824 \times 8}{41,4 \times \pi} \rightarrow \boxed{f_\sigma = 0,202 \frac{N}{\text{mm} \times \text{franja}}} \quad (4)$$

Dessa forma, o coeficiente angular da curva de calibração formada pela carga aplicada no modelo *versus* a ordem de franja, forneceu a constante óptica. Assim, a constante fotoelástica obtida foi de 0,202 N/mm (Figura 26).

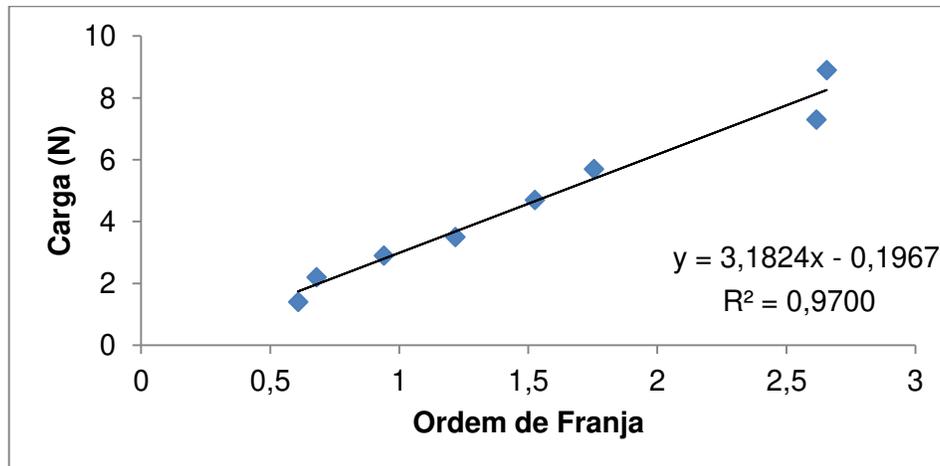


Figura 26 - Curva de calibração.

Os carregamentos foram de 0,4 kgf no centro da coroa e de 0,3 kgf numa das extremidade da coroa. Esses carregamentos foram aplicados de modo que as ordens de franja em cada posição analisada não ultrapassassem a ordem de franja 4, considerando que o programa Fringes, usado para a leitura das ordens de franja, não identifica ordens maiores que 4.

Os carregamentos foram aferidos com o terminal de pesagem Modelo LD1050 (Líder Balanças Eletrônicas, Araçatuba, São Paulo) e célula de carga Modelo CS50 (Líder Balanças Eletrônicas, Araçatuba, São Paulo) (Figura 27).



Figura 27 – Terminal de pesagem (esquerda) e célula de carga (direita).

4.4 Análise Fotoelástica:

A análise fotoelástica foi realizada avaliando as ordens de franjas ao redor dos implantes. O carregamento foi realizado com cargas de 0,4 e 0,3 kgf aplicadas no centro e na extremidade das coroas, respectivamente (Figura 28).

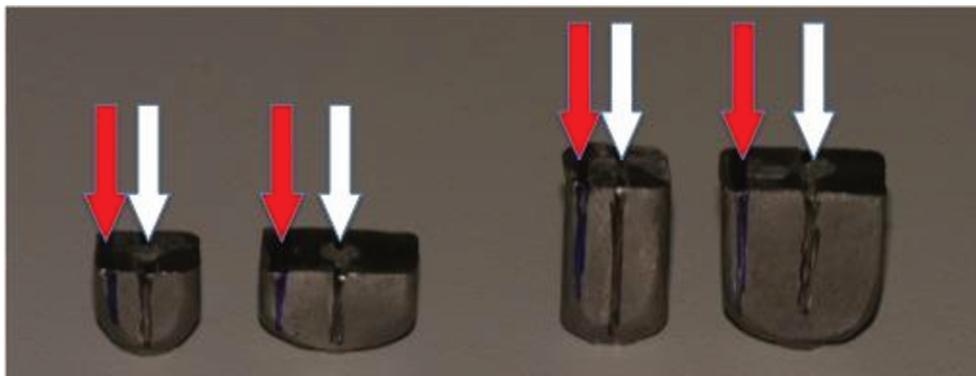


Figura 28 – Carregamento no centro (seta branca) e na extremidade (seta vermelha).

As cargas foram determinadas de acordo com as características ópticas da resina fotoelástica.

Os carregamentos foram identificados pelas letras C para o implante curto e L para o implante longo e o local do carregamento sobre a coroa foi identificado pela letra C no centro e pela letra E na extremidade da coroa, como demonstrado na Tabela 4.

Tabela 4 – Identificação das amostras.

	Implante	Largura da coroa (mm)	Altura da coroa (mm)	Carregamento
C77C	Curto	7	7	Centro
C77E	Curto	7	7	Extremidade
C117C	Curto	11	7	Centro
C117E	Curto	11	7	Extremidade
C713C	Curto	7	13	Centro
C713E	Curto	7	13	Extremidade
C1113C	Curto	11	13	Centro
C1113E	Curto	11	13	Extremidade
L77C	Longo	7	7	Centro
L77E	Longo	7	7	Extremidade
L117C	Longo	11	7	Centro
L117E	Longo	11	7	Extremidade
L713C	Longo	7	13	Centro
L713E	Longo	7	13	Extremidade
L1113C	Longo	11	13	Centro
L1113E	Longo	11	13	Extremidade

Cada amostra foi carregada e fotografada cinco vezes. Entre cada carregamento houve um intervalo de cinco minutos, fora do polariscópio, para garantir a variabilidade.

Para o implante curto foram determinados nove pontos para análise das carga central e da extremidade, dispostos de acordo com a Figuras 29.

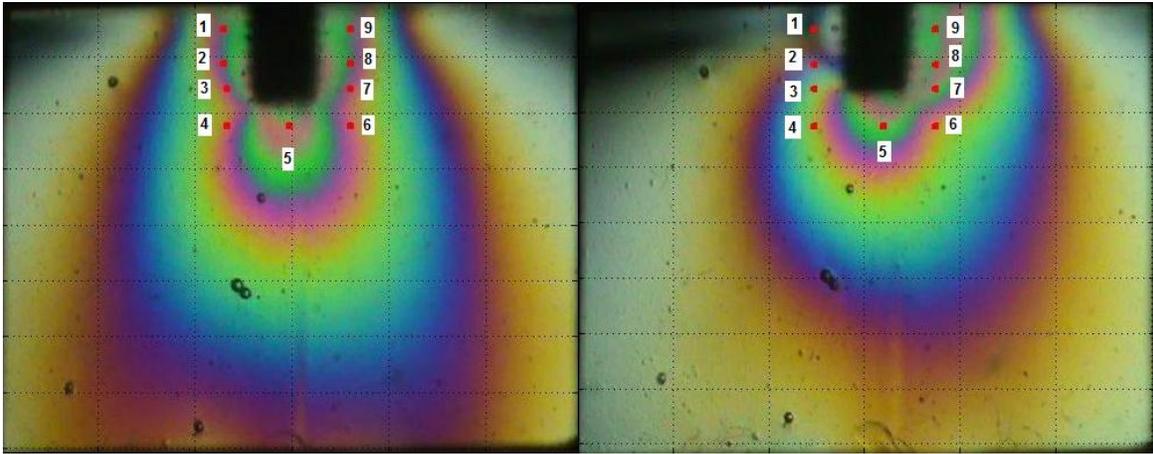


Figura 29 – Pontos de análise para o carregamento central (esquerda) e na extremidade (direita) no implante curto. O carregamento na extremidade da coroa foi realizado no lado dos pontos 6 a 9.

Para o implante longo foram escolhidos 13 pontos para análise das cargas central e da extremidade, dispostos de acordo com as Figura 30.

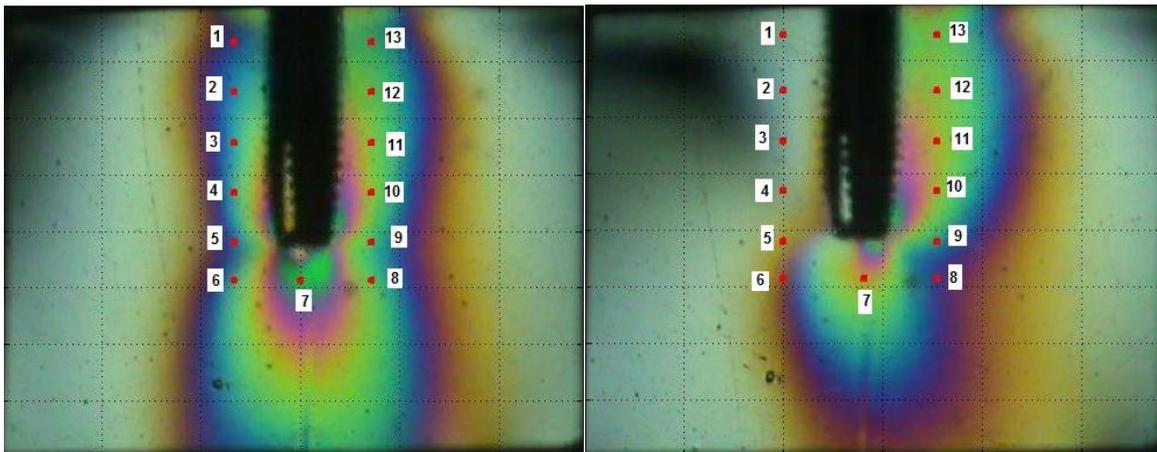


Figura 30 – Pontos de análise para o carregamento central (esquerda) e na extremidade (direita) no implante longo. O carregamento na extremidade da coroa foi realizado no lado dos pontos 8 a 13.

Após o carregamento, cada fotografia foi analisada três vezes no programa FRINGES e foram obtidos os valores das ordens de franja e tensão cisalhante para cada ponto do modelo (Anexo).

Em seguida foi obtida uma média da ordem de franja e da tensão cisalhante de cada ponto de análise da fotografia. Os mesmos procedimentos descritos anteriormente foram feitos para as cinco fotografias.

Os resultados foram analisados pela ANOVA dois fatores e comparados pelo teste *t* de Student em nível de significância de 5% (Anexo). Os fatores analisados foram carregamento no centro da coroa dos implantes curto ou longo; carregamento na extremidade das coroas dos implantes curto e longo; e a interação carregamento no centro x na extremidade das coroas com implantes curto e longo.

5 RESULTADOS

As Figuras 31 e 32 mostram as franjas ao redor do implante curto com o carregamento no centro da coroa.

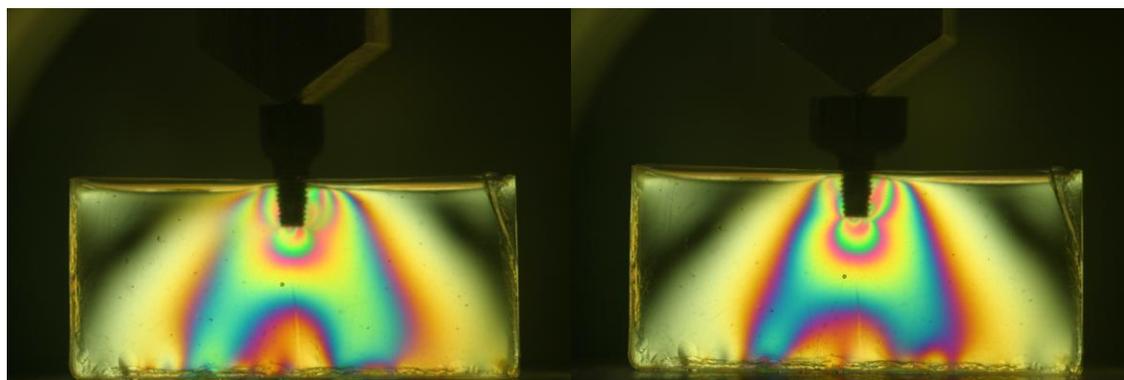


Figura 31 – Carregamentos C77C e C117C.

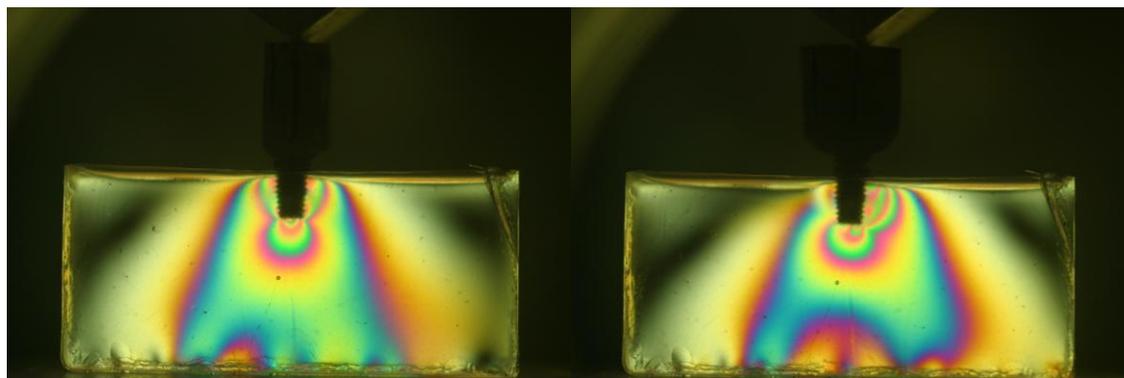


Figura 32 – Carregamentos C713C e C1113C.

A Tabela 5 apresenta as médias dos carregamentos no centro (ordem de franja e tensão cisalhante) sobre o implante curto e a Figura 33 mostra a distribuição gráfica.

Tabela 5 – Comparativo para o carregamento central da coroa sobre o implante curto.

Ponto	C77C		C1113C		C713C		C117C	
	N media	Tens Média (KPa)	N média	Tens Média (KPa)	N media	Tens Média (KPa)	N media	Tens Média (KPa)
1	2,20	17,6	1,98	15,9	2,00	16,0	1,98	15,9
2	2,26	18,0	1,96	15,7	1,99	15,9	1,98	15,9
3	2,01	16,1	1,80	14,4	1,83	14,7	1,87	15,0
4	1,85	14,8	1,86	14,9	1,89	15,2	1,81	14,5
5	3,00	24,0	2,96	23,7	2,86	22,9	2,91	23,2
6	1,84	14,8	1,77	14,2	1,85	14,8	1,84	14,7
7	1,88	15,1	1,78	14,2	1,83	14,6	1,84	14,7
8	2,02	16,2	1,96	15,7	2,02	16,2	1,84	14,7
9	2,01	16,1	1,98	15,9	2,10	16,8	1,87	15,0

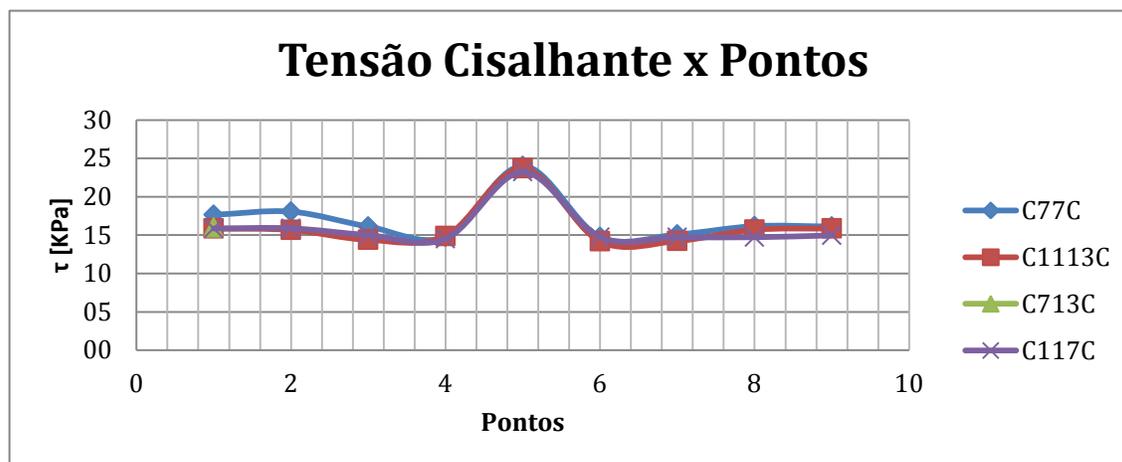


Figura 33 – Tensão cisalhante no centro da coroa sobre o implante curto.

As Figuras 34 e 35 mostram as franjas ao redor dos implantes curto com o carregamento na extremidade da coroa.

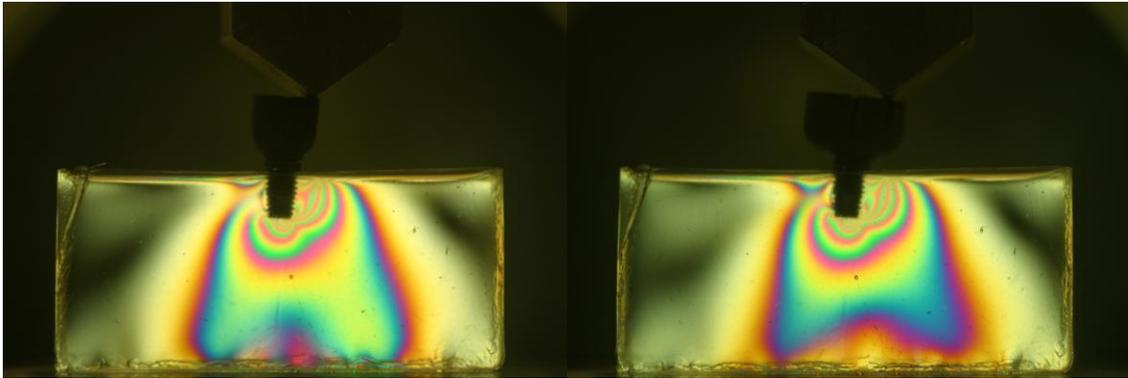


Figura 34 – Carregamentos C77E e C117E.

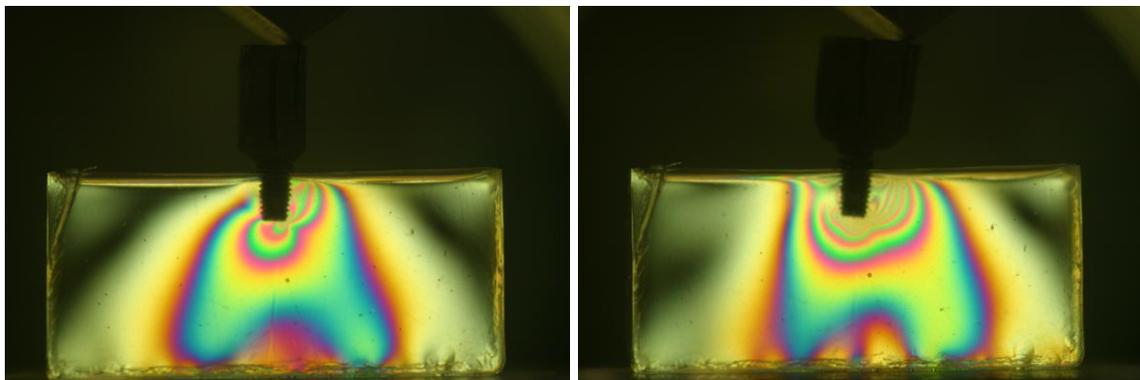


Figura 35 – Carregamentos C713E e C1113E.

A Tabela 6 apresenta as médias dos carregamentos na extremidade (ordem de franja e tensão cisalhante) sobre o implante curto e a Figura 36 mostra a distribuição gráfica.

Tabela 6 – Comparativo para o carregamento na extremidade da coroa sobre o implante curto.

Ponto	C77E		C1113E		C713E		C117E	
	N media	Tens Média (KPa)	N média	Tens Média (KPa)	N media	Tens Média (KPa)	N media	Tens Média (KPa)
1	0,35	2,82	1,03	8,22	0,45	3,59	0,60	4,82
2	1,26	10,10	1,55	12,39	1,02	8,16	1,05	8,40
3	1,56	12,50	1,81	14,46	1,51	12,08	1,57	12,54
4	1,68	13,41	1,86	14,89	1,62	12,94	1,65	13,21
5	2,70	21,59	3,36	26,88	2,67	21,34	2,73	21,81
6	1,81	14,51	2,20	17,60	1,77	14,15	1,88	15,01
7	2,75	22,02	3,61	28,87	2,61	20,91	3,18	25,44
8	3,27	26,16	3,98	31,81	3,06	24,48	3,66	29,28
9	3,34	26,69	4,02	32,16	3,33	26,64	3,59	28,69

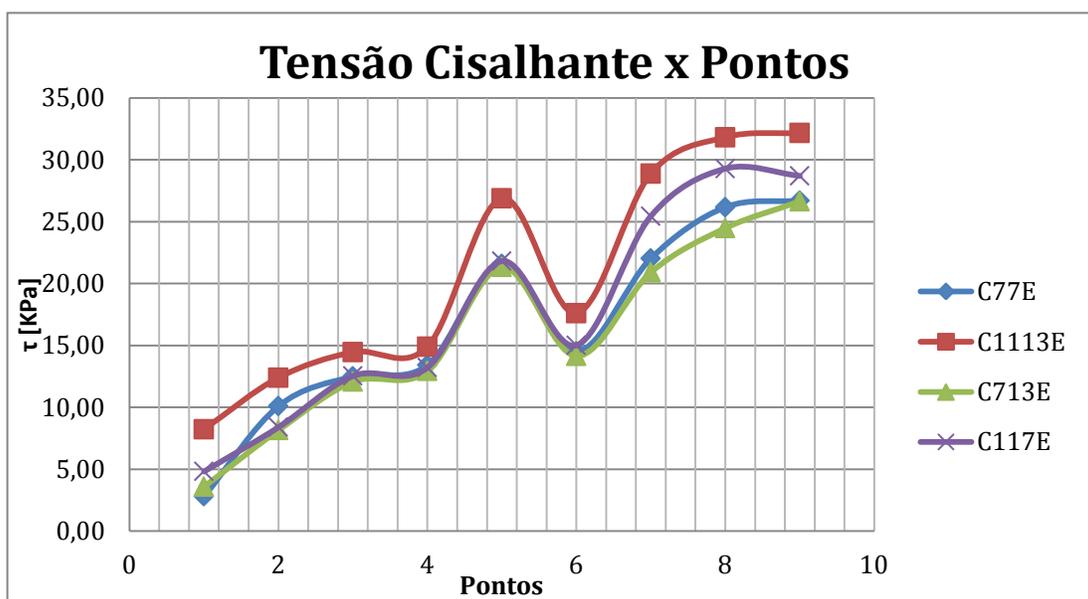


Figura 36 – Tensão cisalhante na extremidade da coroa.

As Figuras 37 e 38 mostram as franjas ao redor do implante longo com o carregamento no centro da coroa.

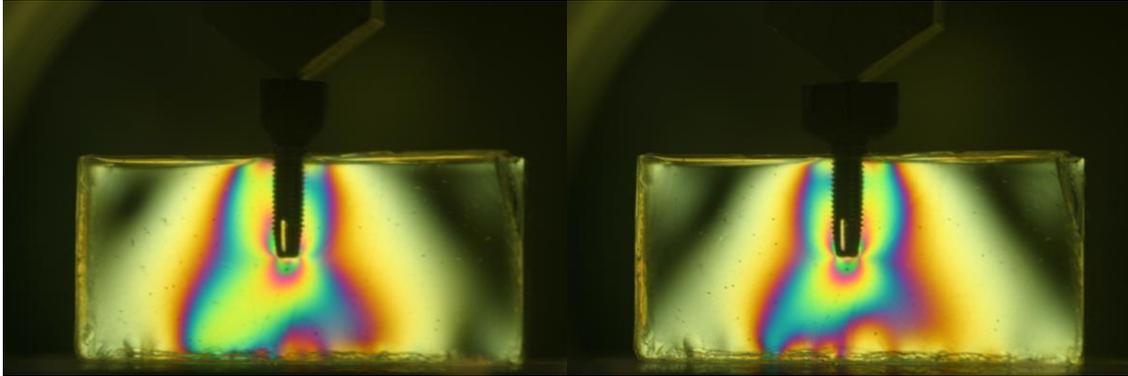


Figura 37 – Carregamentos L77C e L117C.

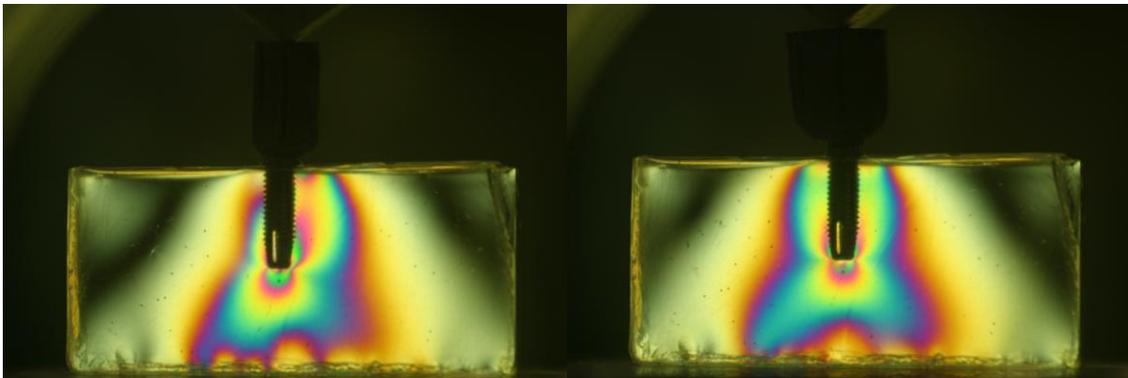


Figura 38 – Carregamentos L713C e L1113C.

A Tabela 7 apresenta as médias dos carregamentos centrais (ordem de franja e tensão cisalhante) sobre o implante longo e a Figura 39 mostra a distribuição gráfica.

Tabela 7 – Comparativo para o carregamento central da coroa sobre o implante longo.

Pontos	L77C		L1113C		L713C		L117C	
	N media	Tens Média	N média	Tens Média	N media	Tens Média	N media	Tens Média
1	1,18	9,4	1,28	10,2	1,43	11,4	1,37	10,9
2	1,35	10,8	1,47	11,8	1,49	12,0	1,49	11,9
3	1,47	11,8	1,49	11,9	1,51	12,1	1,54	12,3
4	1,50	12,0	1,47	11,8	1,49	12,0	1,54	12,3
5	1,26	10,1	1,25	10,0	1,31	10,5	1,42	11,3
6	1,49	11,9	1,48	11,8	1,48	11,8	1,51	12,1
7	2,57	20,5	2,36	18,9	2,08	16,6	1,98	15,8
8	1,52	12,2	1,48	11,8	1,48	11,8	1,51	12,1
9	1,50	12,0	1,33	10,6	1,11	8,9	1,47	11,7
10	1,59	12,7	1,51	12,1	1,41	11,2	1,56	12,5
11	1,57	12,6	1,53	12,2	1,48	11,8	1,55	12,4
12	1,53	12,3	1,52	12,1	1,47	11,7	1,51	12,1
13	1,48	11,8	1,49	11,9	1,35	10,8	1,46	11,7

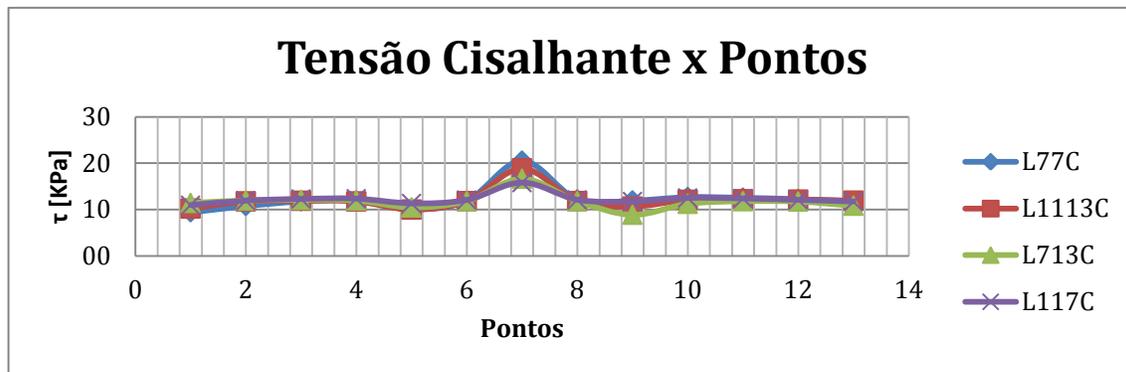


Figura 39 – Tensão cisalhante no centro da coroa do implante longo.

As Figuras 40 e 41 mostram as franjas ao redor dos implantes longo com o carregamento na extremidade da coroa.

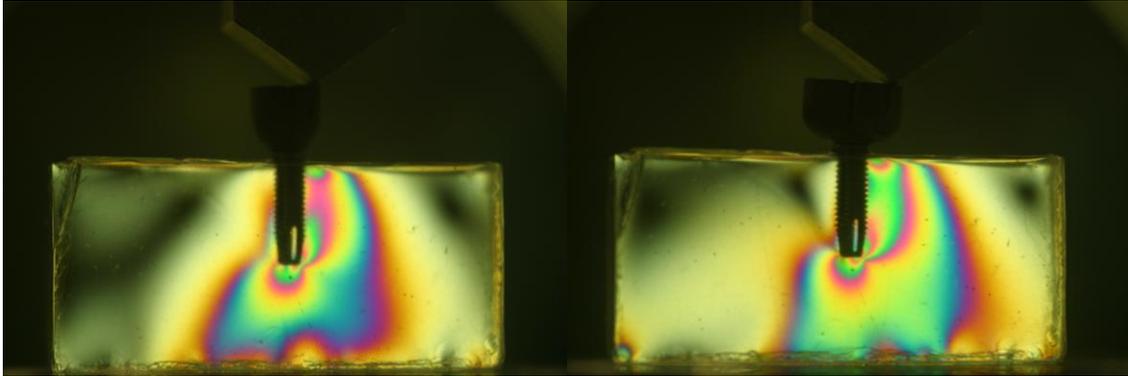


Figura 40 – Carregamentos L77E e L117E.

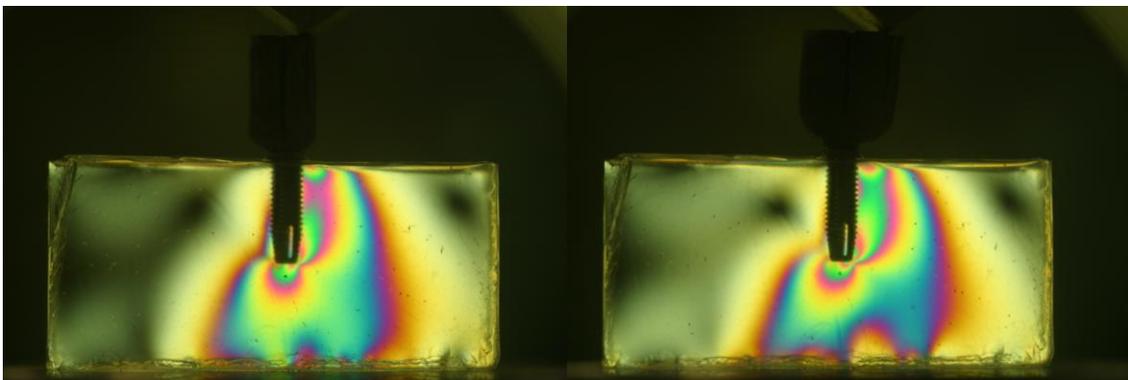


Figura 41 – Carregamentos L713E e L1113E.

A Tabela 8 apresenta as médias dos carregamentos centrais (ordem de franja e tensão cisalhante) sobre o implante longo e a Figura 42 mostra a distribuição gráfica.

Tabela 8 – Comparativo para o carregamento na extremidade da coroa sobre o implante longo.

Pontos	L77E		L1113E		L713E		L117E	
	N media	Tens Média	N média	Tens Média	N media	Tens Média	N media	Tens Média
1	0,47	3,8	0,52	4,1	0,53	4,2	0,52	4,2
2	0,46	3,6	0,18	1,4	0,56	4,5	0,29	2,3
3	0,47	3,7	0,52	4,2	0,56	4,5	0,53	4,2
4	0,54	4,3	0,61	4,9	0,59	4,7	0,65	5,2
5	0,68	5,4	0,92	7,4	0,59	4,7	0,74	5,9
6	0,78	6,2	1,23	9,9	0,64	5,1	0,98	7,9
7	1,68	13,4	1,76	14,1	1,63	13,1	1,71	13,7
8	1,01	8,1	1,15	9,2	0,99	8,0	1,39	11,1
9	1,42	11,3	1,56	12,5	1,51	12,1	1,77	14,2
10	1,60	12,8	1,96	15,7	1,56	12,4	1,89	15,1
11	1,62	13,0	2,07	16,5	1,56	12,5	1,88	15,0
12	1,59	12,7	2,05	16,4	1,55	12,4	1,84	14,7
13	1,55	12,4	2,11	16,9	1,54	12,3	1,86	14,8

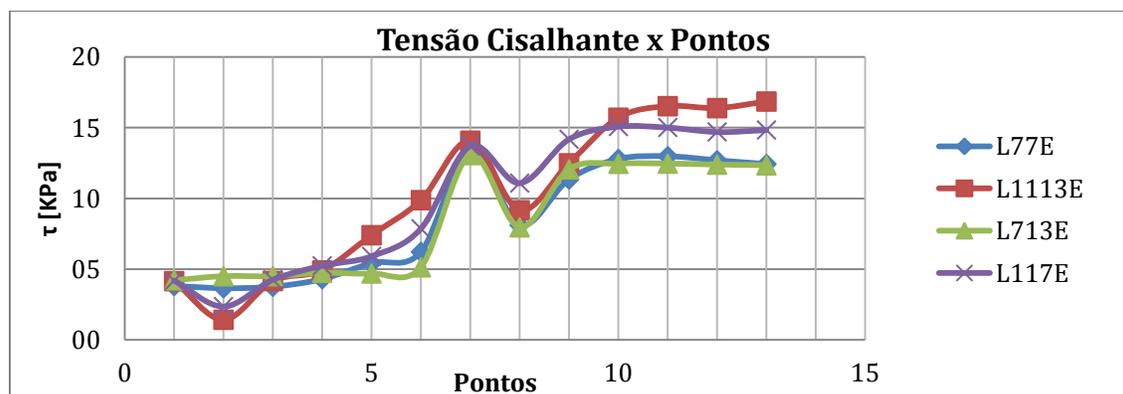


Figura 42 – Tensão cisalhante no centro da coroa no implante longo.

As Tabelas 9 e 10 apresentam a análise estatística pelo teste de Tukey ($p=0,05$).

Tabela 9 - Média de acordo com a ordem de franja (ordem decrescente).

Implantes	Ordem de Franja	Teste Tukey
C1113E	2,55	a
C117E	2,17	a b
C77C	2,11	a b c
C713C	2,05	a b c d
C77E	2,03	a b c d
C1113C	2,02	a b c d
C117C	2,01	a b c d
C713E	1,99	a b c d
L77C	1,57	b c d e
L117C	1,53	b c d e
L1113C	1,52	b c d e
L713C	1,46	b c d e
L1113E	1,32	c d e
L117E	1,28	d e
L77E	1,08	e
L713E	1,06	e

Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Os maiores valores das ordens de franja para o carregamento no implante curto ocorreram com a coroa de maior diâmetro e carregamento na extremidade, qualquer que fossem a altura da coroa. Para o implante longo, os maiores valores para as ordens de franja ocorreram com o carregamento central qualquer que fosse a largura da coroa.

A Tabela 10 apresenta as amostras distribuidas em grupos, sendo estatisticamente iguais dentro de cada grupo.

Tabela 10 – Amostras estatisticamente iguais agrupadas.

Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4	Grupo 5
C77C	C77C	C77C	C77E	L77C
C77E	C77E	C77E	C713C	L77E
C713C	C713C	C713C	C713E	L713C
C713E	C713E	C713E	C117C	L713E
C117C	C117C	C117C	C1113C	L117C
C117E	C117E	C1113C	L77C	L117E
C1113C	C1113C	L77C	L713C	L1113C
C1113E	C1113E	L713C	L117C	L1113E
	L77C	L117C	L117E	
	L117C	L1113C	L1113C	
	L1113C	L1113E	L1113E	
	L713C			

6 DISCUSSÃO

Os implantes dentais endósseos de titânio em formato de parafuso são os mais utilizados atualmente por proporcionarem maior índice de sucesso. Entretanto, esses implantes quando idealizados e inicialmente comercializados eram de 7 mm, o menor comprimento disponível (Branemark, 1985).

A impossibilidade de instalação em áreas desdentadas com pouca altura óssea (geralmente em regiões posteriores de maxila e mandíbula) motivou o desenvolvimento de técnicas variadas para realização de enxertos ósseos. Assim, o sucesso do enxerto ósseo tem sido dependente de vários fatores que variam desde a forma do defeito ósseo até o estado geral de saúde do paciente, passando pela presença de infecção, dificuldade de desinfecção, controle microbiano pós-operatório, deiscência da sutura e condições da area receptora, dentre outras situações (Arlin, 2006).

Como alternativa aos enxertos ósseos, os implantes curtos (6 ou 5 mm de comprimento) foram desenvolvidos objetivando a sua utilização em osso nativo, considerando que o enxerto, além de induzir a neoformação óssea deve consolidar o processo de maturação para que seja capaz de suportar as demandas funcionais da mastigação.

Para observar a distribuição das tensões geradas sobre o dente natural, implante ou vários implantes numa reabilitação total, a análise da tensão fotoelástica (Tipler, 2000; Araújo, 2004; Martins, 2005; Schiavon, 2010; Wikipedia, 2012;) tem sido utilizada na Odontologia por vários anos (Noomam, 1949; Mahler & Pyton, 1955; Glickman *et al.*, 1970; Brodsky *et al.*, 1975; Kinni *et al.*, 1987; White *et al.*, 1994; Guichet *et al.*, 2000; Guichet *et al.*, 2002; Ueda *et al.*, 2004; Damasceno, 2005; Kleine, 2006; Barbosa *et al.* 2007; Cariello, 2009; Karl *et al.*, 2009; Turcio *et al.*, 2010).

A excessiva desproporção coroa-implante é citada na literatura como desfavorável para o sucesso em longo prazo (Birdi, 2010). Para implantes curtos instalados nas regiões posteriores da maxila ou mandíbula, a desproporção torna-

se mais evidente quando se considera o comprimento de 20 mm do molar inferior (13 mm de raiz e 7 mm de coroa) (Figun & Garino, 1989) sendo substituído por implante curto com 7 mm de altura e coroa de 13 mm.

Entretanto, quando considerado o diâmetro méso-distal da coroa do molar inferior (cerca de 11 mm) e da raiz (cerca de 9 mm) (Figun & Garino, 1989) em relação ao diâmetro do implante curto (que varia de 3,75 mm a 6 mm), a literatura não oferece adequadas informações sobre essa correspondência.

No início, a Implantodontia era carente de estudos em longo prazo e acreditava-se que quanto mais comprido e mais largo fosse o implante, melhor seria o resultado do tratamento (Fugazzotto, 2008). Entretanto, a utilização de superfícies rugosas aumentou o índice de sucesso dos implantes curtos e se mostrou similar aos implantes longos (De Santis *et al.*, 2011; Mertens *et al.*, 2012). Embora a revisão de literatura feita por Atieh *et al.* (2012) tenha mostrado que é grande o índice de sucesso dos implantes curtos (98%), esse resultado não está relacionado com o tipo de superfície, desenho ou diâmetro do implante. Como exemplo prático pode-se observar que no início o catálogo dos fabricantes Nobel Biocare e NobelPharma disponibilizava implantes com comprimentos de 7, 10, 13, 15, 18 e 20 mm (Branemark, 1985). Atualmente os implantes disponíveis são de 5,5, 7, 8,5, 10, 11,5, 13, 15 e 18 mm e as alterações introduzidas diminuiram o comprimento e eliminaram o de maior comprimento (20 mm).

Pesquisas longitudinais com implantes curtos de 10 mm ou menos (Feldman *et al.*, 2004; Goené *et al.*, 2004; Renouard & Nissand, 2005; Misch *et al.*, 2006; Arlin, 2006; Degidi *et al.*, 2007; Maló *et al.*, 2007; Anitua *et al.*, 2008; Fugazzotto, 2008; Grant *et al.*, 2009; Kotsovilis *et al.*, 2009; Anitua & Urive, 2010; Rossi *et al.*, 2010; Sanchez-Garcés *et al.*, 2010; De Santis *et al.*, 2011; Sun *et al.*, 2011; Lops *et al.*, 2012; Mertens *et al.*, 2012, Urdaneta *et al.*, 2012) mostraram que o índice de sucesso dos implantes curtos é similar ao dos implantes com comprimento de 10 mm ou mais.

Considerando que depois da extração do dente ocorre reabsorção do osso alveolar, a proporção coroa-implante tende a ser maior que a relação coroa-

raiz do dente natural. Sobre o implante curto essa proporção estaria ainda mais alterada, ou seja, a coroa artificial terá maior altura sobre o implante quando comparada ao dente natural.

A proporção coroa-implante ou, em outras palavras, a desproporção coroa-implante parece não ser problema para o sucesso dos implantes curtos (Rossi *et al.*, 2010; Urdaneta *et al.*, 2010). Além disso, o tipo de prótese, se unitária ou fixa de vários elementos, também parece não interferir no índice de sucesso dos implantes curtos (Goené *et al.*, 2005; Gentile *et al.*, 2005; Grant *et al.*, 2009; Olate *et al.*, 2010; Romeo *et al.*, 2010; De Santis *et al.*, 2011; Yilmaz *et al.*, 2011; Sun *et al.*, 2011; Urdaneta *et al.*, 2012). Da mesma forma, o tratamento da superfície do implante também parece não ser fator importante para o índice de sucesso do implante curto (Feldman *et al.*, 2004; Olate *et al.*, 2010; Atieh *et al.*, 2012). Além disso, ainda que estudos revisionais tenham verificado apenas implantes curtos com superfície tratadas, os resultados apresentados por esses implantes foram clinicamente satisfatórios (Renouard & Nissand, 2005; Srinivasan *et al.*, 2012).

No que diz respeito ao tempo para o carregamento do implante curto, se imediato ou tardio, não há influência no índice de sucesso (Degidi *et al.*, 2007; Maló *et al.*, 2007; Cannizzaro *et al.*, 2008; Rossi *et al.*, 2010); embora, a técnica de dois estágios com carregamento tardio seja mais segura (Gentile *et al.*, 2005; Renouard & Nissand, 2005; Misch *et al.*, 2006).

Outro fato interessante é que a remodelação da crista óssea cervical ao redor do implante também não está relacionada com a proporção coroa-implante (Birdi *et al.*, 2010). Entretanto, os resultados onde o índice de sucesso dos implantes curtos é menor quando comparado aos implantes longos parecem estar sempre relacionados com o nível de experiência do operador, tipo de aprendizado, alterações da técnica ou falha na indicação dos implantes curtos (Neves *et al.*, 2006).

Os implantes curtos têm sido indicados para as próteses fixas implantossuportadas, objetivando melhor distribuição das tensões resultantes das

cargas mastigatórias. Entretanto, quando da instalação de vários implantes curtos, o tipo de prótese fixa não altera o padrão de distribuição das forças quando comparado às coroas unitárias (Yilmaz, 2011). Desta forma, torna-se necessário o conhecimento da distribuição das forças sobre o implante curto quando analisado individualmente, porque a literatura mostra apenas dados sobre o índice de sucesso sem considerar o comportamento individual do implante curto frente às cargas aplicadas sobre ele.

A análise estatística dos resultados (Tabelas 18 e 20 do Anexo) mostra que a média da tensão cisalhante no implante curto é maior quando comparada com o implante longo, e as maiores tensões ocorrem com a coroa mais larga. Portanto, a hipótese nula (H_0) que a ordem de franja e a tensão cisalhante do implante curto são iguais ao do implante longo não foi aceita e a hipótese alternativa (H_1) que esses fatores são diferentes foi demonstrada no presente estudo.

A maioria das pesquisas com implantes por meio da análise fotoelástica avalia a passividade do ajuste de próteses fixas parafusadas (Waskewicz *et al.*, 1994; Damaceno, 2005; Kleine, 2006; Barbosa *et al.*, 2007; Karl *et al.*, 2009), a passividade entre próteses cimentadas e parafusadas (Guichet *et al.*, 2000; Aguiar Jr., 2009; Tonella, 2009; Pelizer *et al.*, 2010), o comprimento da parte suspensa em próteses tipo protocolo (White *et al.*, 1994; Cariello, 2009), o número, a dimensão e a inclinação dos implantes (Gross *et al.*, 2001; Simamoto Jr., 2008; Zacarias Filho, 2010), o tipo de conexão protética (Meirelles, 2003; Bernardes *et al.*, 2004; Akça & Çehreli, 2008; Pérez, 2009; Tonella, 2009; Neves *et al.*, 2013), a relação da prótese com o dente natural (Ochiai *et al.*, 2003) e a troca de plataforma (Pelizer *et al.*, 2010).

Neste estudo, os resultados mostrados pelas configurações C77C, C77E, C713C, C713E, C117C, C117E, C1113C e C1113E são estatisticamente similares; porém, os valores apresentados por C1113E mostram a maior média numérica de tensão cisalhante. Embora todas as coroas simuladas tenham sido ensaiadas com apenas um único tipo de encaixe protético, a conexão hexágono

externo avaliada no estudo de Bernardes *et al.* (2009) não influenciou os resultados quando a carga foi aplicada no centro da coroa, considerando que nessa conexão não é exigida carga central. Entretanto, os valores dos resultados foram diferentes para todos os tipos de conexão quando a carga foi aplicada fora do centro da coroa.

Quando o implante longo foi considerado, todas as configurações mostraram valores estatisticamente similares; porém, a maior média numérica para a tensão cisalhante ocorreu em L77C, coroa curta e estreita submetida ao carregamento central.

Embora as médias da tensão cisalhante apresentaram diferenças na comparação do implante curto com o longo, os valores da configuração L117E não apresentaram diferença quando o implante curto foi considerado, exceto para C117E e C1113E. Entretanto, estudos clínicos com implantes curtos apresentam índices de sucesso similares ao implante longo (Feldman *et al.*, 2004; Goené *et al.*, 2005; Renouard & Nisand, 2005; Arlin, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Fugazzotto, 2008; Grant *et al.*, 2009; Kotsovilis *et al.*, 2009; Aniuta & Orive, 2010; Romeo *et al.*, 2010; Sánchez-Garcés *et al.*, 2010; De Santis *et al.*, 2011; Atieh *et al.*, 2012; Lops *et al.*, 2012; Mertens *et al.*, 2012; Srinivasan *et al.*, 2012; Urdaneta *et al.*, 2012), mesmo quando submetidos ao carregamento imediato (Degidi *et al.*, 2007; Maló *et al.*, 2007; Cannizzaro *et al.*, 2008; Rossi *et al.*, 2010) ou com a altura da coroa aumentada (Birdi *et al.*, 2010; Urdaneta *et al.*, 2010).

A literatura não mostra estudos sobre a influência da largura e altura da coroa sobre implantes curto e longo ou da magnitude da força exercida sobre esses implantes. O resultado do presente trabalho mostra que não houve influência da altura e largura das coroas protéticas e dos tipos de carregamento sobre os implantes curto e longo; entretanto, houve influência na magnitude da tensão exercida sobre os implantes curto e longo, sendo maior para o implante curto.

Este resultado é significativo quando se considera que o implante curto é menos invasivo cirurgicamente por causa da dimensão reduzida. Entretanto,

também deveria ser considerada a possibilidade de a maior tensão transmitida pelo implante curto causar alterações na estrutura das trabéculas ósseas adjacentes. Estudos da estrutura anatômica do osso ao redor do implante deveriam ser direcionados nesse sentido.

A superfície oclusal das coroas simuladas foi confeccionada planejada, com 6 mm de espessura (V-L) padronizada para todas as coroas. A largura (M-D) era de 7 ou 11 mm para ambas as coroas com 7 ou 13 mm de altura (C-O). Nessas condições, o carregamento efetuado nas coroas foi sempre sobre uma superfície oclusal plana. A única diferença entre as coroas era a área da superfície oclusal ($7 \text{ mm} \times 6 \text{ mm} = 42 \text{ mm}^2$ e $11 \text{ mm} \times 6 \text{ mm} = 66 \text{ mm}^2$).

Considerando que não houve diferença estatística significativa entre o carregamento no centro e na extremidade da coroa, é possível supor que a diferença de tamanho da superfície oclusal não foi fator determinante na indução de tensões para ambos os tipos de implantes curto ou longo. Essa suposição se baseia no fato que todos os carregamentos efetuados numa superfície plana resultam em tensão monoaxial, ou seja, numa direção única e, portanto, sem distorção lateral ou decomposição de força.

Por outro lado, é possível também supor que o mesmo efeito não teria ocorrido se a superfície oclusal das coroas também simulasse as cúspides e vertentes do dente natural, as quais durante a mastigação funcionam como planos inclinados, com diferentes dimensões de acordo com os diferentes tamanhos da superfície oclusal. Nessas condições, a força do carregamento seria decomposta em decorrência da irregularidade da superfície. Assim sendo, provavelmente, o local do carregamento (centro ou extremidade) não causaria diferença nos valores de tensão quando associados com a variável tamanho do implante, por causa da decomposição da força.

Seria provável que a similaridade de sucesso entre implantes curto e longo tenha ocorrido em estudos clínicos (Feldman *et al.*, 2004; Goené *et al.*, 2005; Renouard & Nisand, 2005; Arlin, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Fugazzotto, 2008; Grant *et al.*, 2009; Kotsovilis *et al.*, 2009; Aniuta & Orive, 2010; Romeo *et al.*, 2010;

Sánchez-Garcés *et al.*, 2010; De Santis *et al.*, 2011; Atieh *et al.*, 2012; Lops *et al.*, 2012; Mertens *et al.*, 2012; Srinivasan *et al.*, 2012; Urdaneta *et al.*, 2012) por causa da decomposição da força resultante da mastigação, sempre em função da anatomia oclusal das coroas artificiais ser similar à dos dentes naturais ou pela provável reorganização das trabéculas ósseas ao redor do implante curto de modo a suportar as cargas mastigatórias axial e oblíqua. Esta suposição parece ser viável quando se considera que o nível de remodelação óssea na região cervical parece ser similar para ambos os implantes (Cannizzaro *et al.*, 2008; Birdi *et al.*, 2010; Urdaneta *et al.*, 2012).

A magnitude da tensão exercida sobre os implantes foi maior para o implante curto. Este resultado talvez tenha ocorrido devido ao fato que o implante longo, por possuir maior área que o curto, absorveu maior energia resultando em menor transmissão da tensão para o meio circundante ao implante.

Por outro lado, o implante curto quando carregado na extremidade da coroa com maior área oclusal ($11 \text{ mm} \times 6 \text{ mm} = 66 \text{ mm}^2$) mostrou maior valor de tensão com diferença estatística significativa quando comparado com os carregamentos efetuados no implante longo. Este resultado parece também estar relacionado com a diferença de energia absorvida durante o carregamento, porque o implante longo carregado na extremidade da coroa mostrou menor valor de tensão com diferença estatística significativa quando comparado com os carregamentos do implante curto.

Por outro lado, a literatura mostra resultados com índice similar de sucesso entre implantes curtos e longos (Gentile, 2005; Renouard & Nisand, 2005; Arlin, 2006; Anitua *et al.*, 2008; Anitua & Orive, 2010; De Santis *et al.*, 2011;), assim como o nível de remodelação óssea cervical em ambos os casos (Cannizzaro *et al.*, 2008; Birdi *et al.*, 2010; Urdaneta *et al.*, 2012). Embora este estudo *in vitro* possa sinalizar a possibilidade de um comportamento similar dos implantes *in vivo*, seria importante reconhecer que o modelo em resina fotoelástica não reproduz a estrutura das trabéculas ósseas, as quais se modificam com as atividades funcionais, mudando a arquitetura ao redor do implante (remodelação óssea).

Existe também lacuna na literatura a respeito da organização da trabécula óssea ao redor de implantes curto e longo em função, e de fatores como a qualidade óssea, a diferença de energia transmitida pelos implantes ao osso, a proporção coroa-raiz, o tipo de prótese e a sobrecarga oclusal (Romeo *et al.*, 2010). Considerando que a análise fotoelástica deve ser considerada como modelo matemático, a relação entre área, carga e tensão pode variar com a alteração da estrutura das trabéculas ósseas devido à concentração de tensão ao redor do implante.

O índice de sucesso considerando a proporção coroa-implante curto não é influenciado pela altura da coroa, ainda que seja de 2:1, aceita como desfavorável por clínicos num dente natural (Bird *et al.*, 2010). Mesmo com a proporção variando de 0,79 a 4,95:1 (média de 1,6:1) e as complicações protéticas sendo mais frequentes, os implantes curtos não mostram mais falhas por causa dessa relação (Urdaneta *et al.*; 2010).

Por essa razão, pesquisas futuras são necessárias para estabelecer a correlação entre os resultados da análise da tensão fotoelástica e a significância clínica com implantes curto e longo submetidos à carga mastigatória com variações na altura e no diâmetro da coroa, especialmente o implante curto pela desproporção coroa-implante.

Nesse sentido, poderiam ser consideradas opções como a análise do comportamento em modelo fotoelástico reproduzindo falhas ocorridas em implantes ou a análise da prótese carregada em modelo fotoelástico antes da instalação na boca e posterior comparação do desempenho clínico do implante com o verificado no modelo fotoelástico.

7 CONCLUSÃO

Com base nos dados analisados e discutidos, concluiu-se que:

1 - As tensões resultantes da altura e largura das coroas protéticas foram similares sobre o implante curto, tanto no carregamento no centro como na extremidade da coroa;

2 - As tensões resultantes da altura e largura das coroas protéticas foram similares sobre o implante longo, tanto no carregamento no centro como na extremidade da coroa;

3 - A magnitude da tensão exercida sobre o implante curto foi maior que no longo;

4 - O implante curto quando carregado na extremidade da coroa (11 mm de largura por 13 mm de comprimento) mostrou maior valor de tensão e o implante longo, quando carregado na extremidade da coroa (7 mm de largura independente da altura) mostrou menor valor de tensão.

REFERÊNCIAS

Aguiar Júnior FA. Análise fotoelástica das tensões geradas por coroas unitárias sobre implantes adjacentes na região posterior das mandíbula. Efeito de sistemas de retenção e materiais de revestimento estético [dissertação]. Ribeirão Preto: USP/FORP: 2009.

Akça K, Çehreli MC, A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008; 28(4): 391-399.

Anitua E, Orive G, Aguirre JJ, Andia I. Five-year clinical evaluation of short dental implants placed in posterior areas: a retrospective study. *J Periodontol.* 2008; 79(1):42-48.

Anitua E, Orive G. Short implants in maxillae and mandibles: a restropective study with 1 to 8 years of follow-up. *J Periodontol* 2010; 81(6):819-826.

Araújo CA Notas de Aula – Apostila de Análise Experimental de Tensões, Módulo II: Fotoelasticidade de transmissão plana. Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica – UFU, Uberlândia. 2004

Arlin M. Short dental implants as a treatment option: results from an observation study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006; 21(5):769-776.

Atieh MA, Zadeh H, Stanford CM, Cooper LF. Survival of short dental implants for treatment of posterior partial edentulism: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants,* 2012; 27(6):1323-1331.

Barbosa GAS, Bernardes SR, Mattos MGC, Neto AJF, Neves, F.D, Ribeiro RF. Estudo comparativo dos métodos de avaliação do desajuste vertical na interface pilar/implante. *Cienc Odontol Bras.* 2007; 10(1): 84-89.

Bernardes SR, Neves FD, Araújo CA. Análise experimental de tensões em implantes com três diferentes tipos de junções e corpo único utilizando a metodologia da fotoelasticidade plana. Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. 2004; 1 – 10, Uberlândia, Minas Gerais.

Bernardes SR, Araújo CA, Neto AJF, Simamoto Jr P, Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(5):781-789.

Birdi H, Schulte J, Kovacs A, Weed M, Chuang SK. Crown-to-implant ratios of short-length implants. *J Oral Implantol.* 2010; 36(6):425-433.

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Protheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Quintessence Publishing Company. Chicago. 1985

Branemark PI. *The Osseointegration Book: from Calvarium to Calcaneus.* Quintessence Books. Berlin. 2005.

Brodsky JF, Caputo AA, Furstman LL. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthodont.* 1975; 67(1):1-10.

Cannizzaro G, Leone M, Torchio C, Viola P, Esposito M. Immediate versus early loading of 7-mm-long flapless-placed single implants: a split-mouth randomized controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol.* 2008; 1(4):277-292.

Cariello MP. Análise fotoelástica e extensométrica das tensões induzidas por estruturas de prótese sobre implantes fabricadas pelas técnicas monobloco, soldagem de borda e método CAD/CAM [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

Chou HY, Müftü S, Bozkaya D. Combined effects of implant insertion depth and alveolar bone quality on periimplant bone strain induced by a wide-diameter, short implant and a narrow-diameter, long implant. *J Prosthet Dent.* 2010; 104(5):293-300.

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.

De Santis D, Cucchi A, Longhi C, Vincenzo B. Short threaded implants with an oxidized surface to restore posterior teeth: 1- to 3-year results of a prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(2):393-403.

Degidi M, Piatelli A, Iezzi G, Carinci F. Immediately loaded short implants: analysis of case series of 133 implants. *Quintessence Int.* 2007; 38(3):193-201.

Feldman S, Boitel N, Weng D, Kohles SS, Stach RM. Five-year survival distributions of short-length (10 mm or less) machined-surface and Osseotite implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2004; 6(1):16-23.

Figun M E, Garino RR. Anatomia Odontológica Funcional e Aplicada. Editora Médica Panamericana. São Paulo. 1989.

Franciscone CE, Nary Filho H, Matos DAD, Lira HG, Neves JB, Vasconcelos LW,

Paz LG, Duarte LR. Osseointegração e o Tratamento Multidisciplinar. Quintessence Editora Ltda. São Paulo. 2006.

Fugazzotto PA. Shorter implants in clinical practice: rationale and treatment results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008; 23(3):487-496.

Gentile MA, Chuang SK, Dodson TB. Survival estimates and risk factors for failure with 6 x 5,7 mm implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005; 20(6):930-937.

Glickman I, Roeber F W, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stress in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol*. 1970; 41(1):30-35.

Goené R, Bianchesi C, Hüerzeler M, Del Lupo R, Testori T, Davarpanah M, Jalbout Z. Performance of short implants in partial restorations: 3-year follow-up of Osseotite implants. *Implant Dent*. 2005; 14(3):274-280.

Grant BT, Pancho FX, Kraut RA. Outcomes of placing short dental implants in the posterior mandible: a retrospective study of 124 cases. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009; 67:713-717.

Gross MD, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosthet Dent*. 2001; 85(5): 442-449.

Guichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15(2):239-246.

Guichet DL, Yoshinobu D, Caputo AA. Effect of splinting and interproximal contact

on load transfer by implant restorations. *J Prosthet Dent.* 2002; 87(5): 528-535.

Hasan I, Heinemann F, Aitlahrach M, Bourauel C. Biomechanical finite element analysis diameter and short dental implant. *Biomed Tech.* 2010; 55(6):341-350.

Karl M, Dickinson A, Holst S, Holst A. Biomechanical methods applied in dentistry: a comparative overview of photoelastic examinations, strain measurements, finite element analysis and three-dimensional analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009; 17(2): 50-57.

Kinni ME, Hokama SN, Caputo AA. Force transfer by osseointegration implant devices. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1987; 3(1):11-14.

Kleine A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas do cilindro cimentado e soldado a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.

Kotsovilis S, Fourmoussis I, Karoussis IK, Bamia C. A systemic review and meta-analysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol.* 2009; 80(11):1700-1718.

Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. *Int J Dent.* 2012; 2012: 351793.

Mahler D, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955; 34 (6):831-38.

Maló P, de Araújo Nobre M, Rangert B. Short implants placed one-stage in maxillae and mandibles: a retrospective clinical study with 1 to 9 years of follow-up.

Clin Implant Dent Relat Res. 2007; 9(1):15-21

Martins GP. Fotoelsticidade. Publicação 944 do Centro de Desenvolvimento da Tecnologia Nuclear. 2005.

Meirelles LAD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes cilíndricos rosqueados com hexágono externo e interno [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP: 2003.

Mertens C, Meyer-Baümer A, Kappel H, Hoffmann J, Stevelin HG. Use of 8-mm and 9-mm implants in atrophic alveolar ridges: 10-year results. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012; 27(6):1501-1508.

Misch CE, Steingra J, Barboza E, Misch-Dietsh F, Cianciola LJ, Kazor C. Short dental implants in posterior partial edentulism: a multicenter retrospective 6-year case series study. J Periodontol. 2006; 77(8):1340-1347.

Neves FD, Fones D, Bernardes SR, Prado CJ, Neto AJF. Short implants – an analysis of longitudinal studies. Int J Oral Maxillofac Implants. 2006; 21(1):86-93.

Neves FD, Veríssimo AG, Neto JPC, Prado CJ, Araújo CA. Photoelstic stress analysis of different wide implant/abutment interfaces under oblique loading. Int J Oral Maxillofac Implants, 2013; 28(1):e39-e44.

Noomam M. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J Dent Child. 1949; 16(4):24-28.

Ochiai KT, OzawaS, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. J Prosthet Dent. 2003; 89(5): 495-502.

Olate S, Lyrio MC, de Moraes M, Mazzonatto R, Moreira RW. Influence of diameter and length of implant on early dental implant failure. *J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 68(2):414-419.

Pelizer EP, Falcón-Antenucci RM, de Carvalho PS, Santiago JF, de Moraes SL, de Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. *J Oral Implantol.* 2010; 36(6):419-424.

Pérez MAJ. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em implantes osseointegráveis com diferentes desenhos [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2009.

Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: a 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005; 7 Suppl 1:104-110.

Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implant Res.* 2006; 17(S2):35-51.

Romeo E, Bivio A, Mosca D, Scanferla M, Ghisolfi M, Storelli S. The use of short dental implants in clinical practice: literature review. *Minerva Stomatol.* 2010; 59(1-2):23-31.

Rossi F, Ricci E, Marchetti C, Lang NP, Botticelli D. Early loading of single crowns supported by 6-mm-long implants with a moderately rough surface: a prospective 2-year follow-up cohorts study. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(9):937-943.

Sanchez-Garcés MA, Costa-Berenguer X, Gay-Escoda C. Short implants: a descriptive study of 273 implants. *Clin Implant Dent Res.* 2010; 12(4):338-342.

Schiavon JA. Aplicação da técnica da fotoelasticidade na análise de fundações por estacas helicoidais [dissertação]. São Carlos: Escola de Engenharia de São Carlos/USP: 2010.

Simamoto Jr PC. Análise das tensões na estrutura de suporte em protocolos implanto-suportados com alteração do número e diâmetro das fixações [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP: 2008.

Srinivasan M, Vazquez L, Rieder P, Moraguez O, Bernard JP, Belser UC. Efficacy and predictability of short dental implants (< 8 mm): a critical appraisal of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Impalnts*. 2012; 27(6):1429-1437.

Sun HL, Huang C, Wu YR, Shi B. Failure rates of short (≤ 10 mm) dental implants an factors influencing their failure: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011; 26(4):816-825.

Tipler PA. Física (livro) 4a. edição Volume 2: Eletricidade e magnetismo, Ótica. LTC – Livros Técnicos e Científicos S.A. 2000 Rio de Janeiro. Capítulo 33: Propriedades da Luz pág 343 – 379 (Seção Exploratória 362 – 371).

Tonella BP. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses implantossuportadas cimentadas ou parafusadas em implantes de hexágono externo, interno ou cone morse [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia/ Universidade Estadual Paulista: 2009.

Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J Craniofac Surg*. 2009; 20(2):471-474.

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.

Urdaneta RA, Rodriguez S, McNeil DC, Weed M, Chuang SK. The effect of increased crown-to-implant ratio on single-tooth locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010; 25(4):729-743.

Urdaneta RA, Daher S, Leary J, Emanuel KM, Chuang SK. The survival of ultrashort locking-taper implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012; 27(3):644-654.

Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994; 9(1):405 - 411.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent.* 1994; 71(5): 493-499.

Wikipedia - The Free Encyclopedia [acesso 2012 mar 15]. Disponível em [http://en.wikipedia.org/wiki/File: Transmission_Circular_Polariscope.svg](http://en.wikipedia.org/wiki/File:Transmission_Circular_Polariscope.svg)

Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Comparison of strains for splinted and nonsplinted screw-retained prostheses on short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(6):1176-1182.

Zacarias Filho RP. Análise fotoelástica de distribuição de tensões em implantes paralelos e em protocolo tipo All-On-Four [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP: 2010.

ANEXO

Carregamento C77C

Tabela 1 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C77C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	16,00	2,00	16,80	2,10	20,97	2,62	17,60	2,20	16,80	2,10
2	16,40	2,05	16,80	2,10	21,04	2,63	18,40	2,30	17,60	2,20
3	15,28	1,91	15,84	1,98	17,60	2,20	15,87	1,98	15,95	1,99
4	14,50	1,81	14,55	1,82	15,66	1,96	14,48	1,81	14,66	1,83
5	24,00	3,00	24,00	3,00	24,00	3,00	24,00	3,00	24,00	3,00
6	14,74	1,84	14,29	1,79	15,60	1,95	14,59	1,82	14,55	1,82
7	15,84	1,98	14,48	1,81	15,60	1,95	14,76	1,84	14,67	1,83
8	16,80	2,10	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00
9	16,00	2,00	16,00	2,00	16,53	2,07	16,00	2,00	16,00	2,00

Carregamento C117C

Tabela 2 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C117C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	15,68	1,96	15,68	1,96	15,96	1,99	16,00	2,00	15,96	1,99
2	15,68	1,96	15,68	1,96	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00
3	14,92	1,87	15,07	1,88	14,71	1,84	15,56	1,94	14,71	1,84
4	14,50	1,81	14,48	1,81	14,46	1,81	14,63	1,83	14,46	1,81
5	23,87	2,98	22,95	2,87	22,99	2,87	23,44	2,93	22,99	2,87
6	14,50	1,81	14,71	1,84	14,74	1,84	14,90	1,86	14,74	1,84
7	14,46	1,81	14,67	1,83	14,88	1,86	14,63	1,83	14,88	1,86
8	14,55	1,82	14,59	1,82	14,67	1,83	15,07	1,88	14,67	1,83
9	14,80	1,85	15,29	1,91	14,84	1,86	15,00	1,88	14,84	1,86

Carregamento C713C

Tabela 3 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C713C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	15,95	1,99	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00
2	15,73	1,97	15,89	1,99	15,89	1,99	16,00	2,00	16,00	2,00
3	14,78	1,85	14,39	1,80	14,85	1,86	14,42	1,80	14,90	1,86
4	14,82	1,85	15,01	1,88	15,01	1,88	15,05	1,88	15,87	1,98
5	22,84	2,86	22,59	2,82	22,86	2,86	22,90	2,86	23,07	2,88
6	15,05	1,88	14,82	1,85	14,82	1,85	14,67	1,83	14,76	1,84
7	14,93	1,87	14,72	1,84	14,50	1,81	14,48	1,81	14,40	1,80
8	16,00	2,00	16,23	2,03	16,23	2,03	16,42	2,05	16,00	2,00
9	17,01	2,13	16,53	2,07	16,67	2,08	16,80	2,10	16,81	2,10

Carregamento C1113C

Tabela 4 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C1113C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	15,96	1,99	16,00	2,00	16,00	2,00	15,33	1,92	16,00	2,00
2	15,66	1,96	15,96	1,99	15,96	1,99	15,10	1,89	15,68	1,96
3	14,02	1,75	14,14	1,77	14,14	1,77	14,63	1,83	14,99	1,87
4	14,59	1,82	14,84	1,86	14,84	1,86	14,90	1,86	15,14	1,89
5	24,00	3,00	24,00	3,00	24,00	3,00	23,44	2,93	23,07	2,88
6	13,34	1,67	14,29	1,79	14,29	1,79	14,46	1,81	14,55	1,82
7	14,00	1,75	14,00	1,75	14,40	1,80	13,98	1,75	14,80	1,85
8	15,20	1,90	15,92	1,99	15,92	1,99	15,96	1,99	15,52	1,94
9	15,33	1,92	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00	16,00	2,00

Carregamento C77E

Tabela 5 – Tensão cisalhante e ordem de franja para cada configuração em C77E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	4,49	0,56	2,32	0,29	3,35	0,42	2,00	0,25	1,92	0,24
2	9,21	1,15	12,25	1,53	9,60	1,20	9,60	1,20	9,84	1,23
3	12,44	1,55	12,71	1,59	12,46	1,56	12,42	1,55	12,46	1,56
4	12,84	1,60	13,53	1,69	12,96	1,62	14,14	1,77	13,58	1,70
5	21,06	2,63	21,44	2,68	21,27	2,66	22,03	2,75	22,13	2,77
6	14,02	1,75	14,25	1,78	14,17	1,77	15,05	1,88	15,05	1,88
7	21,27	2,66	21,59	2,70	21,59	2,70	21,67	2,71	24,00	3,00
8	24,80	3,10	28,00	3,50	24,80	3,10	27,20	3,40	26,00	3,25
9	25,47	3,18	27,20	3,40	25,60	3,20	28,00	3,50	27,20	3,40

Carregamento C117E

Tabela 6 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C117E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	4,00	0,50	4,40	0,55	5,19	0,65	5,20	0,65	5,33	0,67
2	8,00	1,00	7,60	0,95	8,80	1,10	8,80	1,10	8,80	1,10
3	12,48	1,56	12,58	1,57	12,58	1,57	12,50	1,56	12,54	1,57
4	12,75	1,59	13,41	1,68	13,41	1,68	13,01	1,63	13,49	1,69
5	21,54	2,69	21,88	2,74	21,88	2,74	21,78	2,72	21,99	2,75
6	14,80	1,85	14,92	1,87	14,92	1,87	15,07	1,88	15,33	1,92
7	24,40	3,05	24,80	3,10	24,80	3,10	24,40	3,05	28,80	3,60
8	28,80	3,60	29,20	3,65	28,80	3,60	29,20	3,65	30,38	3,80
9	27,20	3,40	27,60	3,45	29,20	3,65	29,20	3,65	30,27	3,78

Carregamento C713E

Tabela 7 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C713E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	3,63	0,45	3,39	0,42	3,60	0,45	3,20	0,40	4,11	0,51
2	8,80	1,10	7,60	0,95	7,60	0,95	8,00	1,00	8,80	1,10
3	12,37	1,55	12,23	1,53	10,80	1,35	12,40	1,55	12,58	1,57
4	12,80	1,60	12,56	1,57	13,01	1,63	12,86	1,61	13,47	1,68
5	21,29	2,66	20,91	2,61	21,46	2,68	21,29	2,66	21,75	2,72
6	14,06	1,76	13,47	1,68	14,38	1,80	14,21	1,78	14,63	1,83
7	20,87	2,61	20,83	2,60	20,95	2,62	20,83	2,60	21,06	2,63
8	24,80	3,10	24,00	3,00	24,40	3,05	24,40	3,05	24,80	3,10
9	27,20	3,40	24,80	3,10	26,40	3,30	26,80	3,35	28,00	3,50

Carregamento C1113C

Tabela 8 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em C1113E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	7,91	0,99	8,00	1,00	8,40	1,05	8,80	1,10	8,00	1,00
2	12,23	1,53	12,31	1,54	12,40	1,55	12,44	1,55	12,56	1,57
3	13,68	1,71	14,38	1,80	14,63	1,83	14,76	1,84	14,84	1,86
4	14,63	1,83	14,52	1,82	14,84	1,86	15,01	1,88	15,45	1,93
5	26,40	3,30	26,40	3,30	27,20	3,40	28,00	3,50	26,40	3,30
6	16,80	2,10	16,00	2,00	19,20	2,40	18,40	2,30	17,60	2,20
7	27,20	3,40	27,20	3,40	29,96	3,74	30,04	3,75	29,98	3,75
8	31,60	3,95	31,60	3,95	32,00	4,00	32,00	4,00	31,84	3,98
9	32,00	4,00	32,00	4,00	32,00	4,00	32,80	4,10	32,00	4,00

Carregamento L77C

Tabela 9 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L77C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	9,82	1,23	8,28	1,04	9,57	1,20	9,74	1,22	9,74	1,22
2	11,57	1,45	9,87	1,23	10,43	1,30	11,59	1,45	10,43	1,30
3	11,91	1,49	11,66	1,46	11,74	1,47	11,83	1,48	11,83	1,48
4	12,02	1,50	11,78	1,47	11,89	1,49	12,06	1,51	12,10	1,51
5	9,97	1,25	9,76	1,22	9,74	1,22	11,09	1,39	9,87	1,23
6	11,91	1,49	11,85	1,48	11,76	1,47	12,06	1,51	12,06	1,51
7	20,53	2,57	20,55	2,57	20,62	2,58	20,55	2,57	20,47	2,56
8	12,21	1,53	12,18	1,52	12,18	1,52	12,16	1,52	12,14	1,52
9	11,85	1,48	12,02	1,50	11,89	1,49	12,02	1,50	12,06	1,51
10	12,61	1,58	12,63	1,58	12,65	1,58	12,80	1,60	12,86	1,61
11	12,40	1,55	12,65	1,58	12,50	1,56	12,65	1,58	12,65	1,58
12	12,18	1,52	12,27	1,53	12,16	1,52	12,31	1,54	12,40	1,55
13	11,76	1,47	11,95	1,49	11,70	1,46	11,89	1,49	11,91	1,49

Carregamento C117C

Tabela 10 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L117C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	9,87	1,23	9,84	1,23	11,64	1,45	11,70	1,46	11,70	1,46
2	11,76	1,47	11,70	1,46	12,02	1,50	12,04	1,50	12,10	1,51
3	12,14	1,52	12,10	1,51	12,35	1,54	12,40	1,55	12,42	1,55
4	12,25	1,53	12,16	1,52	12,42	1,55	12,48	1,56	12,42	1,55
5	10,71	1,34	10,63	1,33	11,76	1,47	11,76	1,47	11,76	1,47
6	12,02	1,50	12,08	1,51	12,08	1,51	12,08	1,51	12,06	1,51
7	15,20	1,90	15,60	1,95	16,00	2,00	16,24	2,03	16,00	2,00
8	12,08	1,51	12,10	1,51	12,14	1,52	12,10	1,51	12,08	1,51
9	11,74	1,47	11,76	1,47	11,74	1,47	11,74	1,47	11,74	1,47
10	12,54	1,57	12,63	1,58	12,56	1,57	12,42	1,55	12,37	1,55
11	12,50	1,56	12,48	1,56	12,46	1,56	12,23	1,53	12,21	1,53
12	12,14	1,52	12,25	1,53	12,14	1,52	11,93	1,49	11,97	1,50
13	11,78	1,47	11,91	1,49	11,89	1,49	11,45	1,43	11,53	1,44

Carregamento L713C

Tabela 11 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L713C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	10,39	1,30	11,66	1,46	11,81	1,48	11,70	1,46	11,64	1,45
2	11,70	1,46	11,95	1,49	12,10	1,51	12,02	1,50	12,02	1,50
3	11,89	1,49	12,10	1,51	12,23	1,53	12,12	1,52	12,12	1,52
4	11,76	1,47	11,93	1,49	12,08	1,51	12,06	1,51	11,95	1,49
5	9,87	1,23	10,48	1,31	10,67	1,33	10,25	1,28	11,09	1,39
6	11,76	1,47	11,85	1,48	11,91	1,49	11,81	1,48	11,89	1,49
7	16,40	2,05	16,64	2,08	16,80	2,10	16,40	2,05	16,96	2,12
8	11,91	1,49	11,76	1,47	11,85	1,48	11,76	1,47	11,76	1,47
9	9,87	1,23	8,28	1,04	8,75	1,09	8,77	1,10	8,77	1,10
10	11,78	1,47	11,15	1,39	10,73	1,34	10,86	1,36	11,70	1,46
11	12,08	1,51	11,66	1,46	11,74	1,47	11,70	1,46	11,87	1,48
12	12,02	1,50	11,62	1,45	11,66	1,46	11,59	1,45	11,78	1,47
13	11,70	1,46	10,35	1,29	10,35	1,29	10,35	1,29	11,43	1,43

Carregamento L1113C

Tabela 12 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L1113C.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	11,17	1,40	10,08	1,26	9,70	1,21	9,74	1,22	10,43	1,30
2	11,95	1,49	11,76	1,47	11,55	1,44	11,76	1,47	11,81	1,48
3	12,04	1,50	11,87	1,48	11,78	1,47	11,78	1,47	12,04	1,50
4	11,89	1,49	11,70	1,46	11,76	1,47	11,70	1,46	11,74	1,47
5	10,75	1,34	9,87	1,23	9,74	1,22	9,82	1,23	9,87	1,23
6	11,95	1,49	11,76	1,47	11,76	1,47	11,78	1,47	11,83	1,48
7	18,80	2,35	19,20	2,40	18,80	2,35	19,20	2,40	18,40	2,30
8	11,89	1,49	11,89	1,49	11,74	1,47	11,83	1,48	11,81	1,48
9	10,48	1,31	10,48	1,31	11,26	1,41	11,70	1,46	9,30	1,16
10	12,08	1,51	12,06	1,51	12,25	1,53	12,18	1,52	11,95	1,49
11	12,21	1,53	12,23	1,53	12,27	1,53	12,37	1,55	12,06	1,51
12	12,12	1,52	12,18	1,52	12,18	1,52	12,25	1,53	11,99	1,50
13	11,91	1,49	11,95	1,49	11,99	1,50	12,08	1,51	11,68	1,46

Carregamento L77E

Tabela 13 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L77E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	4,01	0,50	3,86	0,48	3,39	0,42	3,88	0,48	3,86	0,48
2	3,25	0,41	3,69	0,46	3,75	0,47	3,65	0,46	3,88	0,48
3	3,54	0,44	3,60	0,45	3,84	0,48	3,84	0,48	3,92	0,49
4	4,30	0,54	4,62	0,58	4,15	0,52	4,19	0,52	4,15	0,52
5	5,44	0,68	5,65	0,71	5,35	0,67	5,35	0,67	5,29	0,66
6	5,60	0,70	6,00	0,75	6,24	0,78	6,80	0,85	6,40	0,80
7	13,70	1,71	13,79	1,72	13,11	1,64	13,47	1,68	13,09	1,64
8	8,22	1,03	8,22	1,03	8,00	1,00	8,03	1,00	8,05	1,01
9	11,76	1,47	11,70	1,46	10,25	1,28	11,70	1,46	11,28	1,41
10	12,94	1,62	12,82	1,60	12,54	1,57	12,90	1,61	12,73	1,59
11	13,03	1,63	13,09	1,64	12,73	1,59	13,11	1,64	12,94	1,62
12	12,71	1,59	12,69	1,59	12,54	1,57	12,84	1,60	12,69	1,59
13	12,40	1,55	12,44	1,55	12,33	1,54	12,50	1,56	12,48	1,56

Carregamento L117E

Tabela 14 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L117E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	4,28	0,53	4,11	0,51	4,05	0,51	4,26	0,53	4,19	0,52
2	0,70	0,09	3,75	0,47	3,20	0,40	1,71	0,21	2,34	0,29
3	4,15	0,52	4,11	0,51	4,15	0,52	4,41	0,55	4,36	0,55
4	5,19	0,65	5,10	0,64	5,23	0,65	5,27	0,66	5,38	0,67
5	5,90	0,74	5,94	0,74	5,94	0,74	5,75	0,72	5,94	0,74
6	7,84	0,98	8,00	1,00	7,60	0,95	7,84	0,98	8,00	1,00
7	13,79	1,72	13,58	1,70	13,87	1,73	13,72	1,72	13,58	1,70
8	11,70	1,46	10,25	1,28	11,28	1,41	11,72	1,47	10,48	1,31
9	14,19	1,77	13,98	1,75	14,17	1,77	14,29	1,79	14,31	1,79
10	15,05	1,88	14,97	1,87	15,05	1,88	15,11	1,89	15,24	1,91
11	15,05	1,88	14,82	1,85	15,05	1,88	15,07	1,88	15,09	1,89
12	14,80	1,85	14,55	1,82	14,59	1,82	14,74	1,84	14,86	1,86
13	14,97	1,87	14,63	1,83	14,71	1,84	14,88	1,86	15,01	1,88

Carregamento L713E

Tabela 15 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L713E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	4,28	0,53	4,11	0,51	4,05	0,51	4,26	0,53	4,19	0,52
2	0,70	0,09	3,75	0,47	3,20	0,40	1,71	0,21	2,34	0,29
3	4,15	0,52	4,11	0,51	4,15	0,52	4,41	0,55	4,36	0,55
4	5,19	0,65	5,10	0,64	5,23	0,65	5,27	0,66	5,38	0,67
5	5,90	0,74	5,94	0,74	5,94	0,74	5,75	0,72	5,94	0,74
6	7,84	0,98	8,00	1,00	7,60	0,95	7,84	0,98	8,00	1,00
7	13,79	1,72	13,58	1,70	13,87	1,73	13,72	1,72	13,58	1,70
8	11,70	1,46	10,25	1,28	11,28	1,41	11,72	1,47	10,48	1,31
9	14,19	1,77	13,98	1,75	14,17	1,77	14,29	1,79	14,31	1,79
10	15,05	1,88	14,97	1,87	15,05	1,88	15,11	1,89	15,24	1,91
11	15,05	1,88	14,82	1,85	15,05	1,88	15,07	1,88	15,09	1,89
12	14,80	1,85	14,55	1,82	14,59	1,82	14,74	1,84	14,86	1,86
13	14,97	1,87	14,63	1,83	14,71	1,84	14,88	1,86	15,01	1,88

Carregamento L113E

Tabela 16 – Tensão cisalhante e ordem de franja para a configuração em L113E.

Pontos	Configuração 1		Configuração 2		Configuração 3		Configuração 4		Configuração 5	
	Tensão	N								
1	4,19	0,52	4,11	0,51	4,11	0,51	3,86	0,48	4,43	0,55
2	1,83	0,23	1,86	0,23	0,80	0,10	1,90	0,24	0,65	0,08
3	4,24	0,53	4,19	0,52	3,92	0,49	3,86	0,48	4,55	0,57
4	5,16	0,65	5,10	0,64	4,55	0,57	4,34	0,54	5,33	0,67
5	7,60	0,95	7,60	0,95	7,20	0,90	7,20	0,90	7,36	0,92
6	8,22	1,03	8,22	1,03	11,76	1,47	11,78	1,47	9,38	1,17
7	13,96	1,74	13,85	1,73	14,31	1,79	14,42	1,80	13,87	1,73
8	9,57	1,20	9,17	1,15	9,76	1,22	8,66	1,08	8,64	1,08
9	12,63	1,58	12,54	1,57	12,50	1,56	12,44	1,55	12,31	1,54
10	15,92	1,99	15,87	1,98	15,85	1,98	15,58	1,95	15,33	1,92
11	16,63	2,08	16,74	2,09	16,67	2,08	16,19	2,02	16,40	2,05
12	16,48	2,06	16,51	2,06	16,61	2,08	16,00	2,00	16,34	2,04
13	16,40	2,05	16,36	2,04	16,80	2,10	16,40	2,05	18,32	2,29

Análise da Ordem de Franja

Tabela 17 - ANOVA do efeito do melhor tipo de implante.

FV	GL	QM	Valor-p
Blocos	6	3,54	0,00
Implantes	16	1,33	0,00
Erro	89	0,19	
Total	111		

De acordo com a Tabela 17, os tipos de implantes tiveram efeito significativo ($p=0,00$). Portanto, pelo menos um tipo de implante é diferente.

Análise da Tensão cisalhante máxima

Tabela 18 - ANOVA do efeito do melhor tipo de implante.

FV	GL	QM	Valor-p
Blocos	6	226,49	0,00
Implantes	15	85,62	0,00
Erro	90	12,07	
Total	111		

De acordo com a Tabela 19, os tipos de implantes tiveram efeito significativo ($p=0,00$). Portanto, pelo menos um tipo de implante é diferente.

Tabela 19 - Média dos tipos de implantes de acordo com a ordem de franja (ordem decrescente).

Implantes	Tensão cisalhante	Ordem de Franja
C1113E	20,44	2,55 a
C117E	17,36	2,17 a b
C77C	16,92	2,11 a b c
C713C	16,42	2,05 a b c d
C77E	16,22	2,03 a b c d
C1113C	16,17	2,02 a b c d
C117C	16,14	2,01 a b c d
C713E	15,95	1,99 a b c d
L77C	12,55	1,57 b c d e
L117C	12,22	1,53 b c d e
L1113C	12,17	1,52 b c d e
L713C	11,68	1,46 b c d e
L1113E	10,58	1,32 c d e
L117E	10,25	1,28 d e
L77E	8,65	1,08 e
L713E	8,50	1,06 e

Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

Pela Tabela 19, a ordem de franja dos implantes de C1113E a C713E apresentam as maiores médias, porém C1113E é maior.

Os implantes C713C, C77E, C1113C, C117C, C713E são estatisticamente iguais, porém C713C apresenta maior média de ordem de franja.

Os implantes L77C PT, L117C PT, L1113C PT, L713C PT são estatisticamente iguais, porém L77C apresenta maior média de ordem de franja.