



UNICAMP

EVANDRO PORTELA FIGUEIRÊDO

**”PHOTOELASTIC ANALYSIS OF FIXED PARTIAL PROSTHESIS CROWN
HEIGHT AND IMPLANT LENGTH ON DISTRIBUTION OF STRESS IN TWO
DENTAL IMPLANT SYSTEMS”**

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM FUNÇÃO DO
COMPRIMENTO DO IMPLANTE E ALTURA DA COROA EM PRÓTESE
PARCIAL FIXA EM DOIS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS”**

PIRACICABA

2013



UNICAMP

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

EVANDRO PORTELA FIGUEIRÊDO

**”PHOTOELASTIC ANALYSIS OF FIXED PARTIAL PROSTHESIS CROWN
HEIGHT AND IMPLANT LENGTH ON DISTRIBUTION OF STRESS IN TWO
DENTAL IMPLANT SYSTEMS”**

Orientador: Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa

**“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM FUNÇÃO DO
COMPRIMENTO DO IMPLANTE E ALTURA DA COROA EM PRÓTESE
PARCIAL FIXA EM DOIS SISTEMAS DE IMPLANTES DENTÁRIOS”**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutor em Clínica Odontológica na área de Cirurgia e Traumatologia Buco-Maxilo-Faciais

Doctorate thesis presented to the Dental Clinic Postgraduation Programme of the Piracicaba Dental School of the University of Campinas to obtain the PhD. grade in Oral and Maxillofacial Surgery.

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

Assinatura do Orientador

PIRACICABA, 2013

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR
JOSIDELMA F COSTA DE SOUZA – CRB8/5894 - BIBLIOTECA DA
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA DA UNICAMP

F469a Figueirêdo, Evandro Portela, 1974-
Análise fotoelástica da distribuição de tensão em função do comprimento do implante e altura da coroa em prótese parcial fixa em dois sistemas de implantes dentários / Evandro Portela Figueirêdo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

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

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

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Photoelastic Analysis of Fixed Partial Prosthesis Crown Height and Implant Length on Distribution of Stress in Two Dental Implant Systems

Palavras-chave em Inglês:

Biomechanics

Dental prosthesis

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

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

José Ricardo de Albergaria Barbosa [Orientador]

Frederico Silva de Freitas Fernandes

Lucas Cavalieri Pereira

Luís Raimundo Serra Rabêlo

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Data da defesa: 27-03-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 27 de Março de 2013, considerou o candidato EVANDRO PORTELA FIGUEIRÊDO aprovado.

Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

Prof. Dr. LUIS RAIMUNDO SERRA RABÊLO

Prof. Dr. FREDERICO SILVA DE FREITAS FERNANDES

Prof. Dr. LUCAS CAVALIERI PEREIRA

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

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

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A Deus, por tudo que me proporcionou, sempre.

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

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

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

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

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

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

AGRADECIMENTOS

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

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

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

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

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

Ao Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira pelos conhecimentos transmitidos.

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

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

Aos Profs. Drs. João Sarmento, Fábio Loureiro Sato, Rafael Ortega e Wander José da Silva, pelas correções imprescindíveis deste trabalho durante o exame de qualificação.

Aos Profs. Drs. Luís Rabelo, Mauro Nóbilo, Lucas Cavalieri e Frederico Fernandes, banca examinadora desta tese, meu agradecimento pela colaboração nas correções finais deste trabalho.

Aos Profs. Eider Guimarães Bastos, Luís Raimundo Serra Rabelo, Paulo Maria Santos Rabelo Júnior e Josimar Camelo da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Maranhão, obrigado por todos os ensinamentos, tenho muito a agradecer pela apresentação a tão nobre especialidade.

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

A amiga Marcele Jardim pela ajuda e dedicação durante a análise dos dados.

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

Às funcionárias do Centro Cirúrgico, Daiana, Edilaine, Angélica, Letícia, Débora Barbeiro, Bia, Laís Romano, Tatiana Romano e Jade Castagno pela ajuda e paciência durante toda a nossa permanência na FOP-Unicamp.

Ao amigos de turma Marcelo Breno, Maximiana Maliska, Monokuame Castelo, Renato Marano, Valdir Cabral e Darkilson Pereira.

Aos meus colegas da pós-graduação Lucas Cavaliere, Gabriela Mayrink, Leandro Pozzer, Andrezza Lauria, Raquel Correia, Joel, Clarice Maia, Danillo Costa, Douglas Goulart e Milton Cougo, Fabiano, Pauline, Renato, Eder, Zarina e Breno pela convivência e ajuda.

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

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

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

Agradeço ao CNPq pelo o auxílio financeiro a essa pesquisa

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

“Portanto, tomai toda a armadura de Deus, para que possais resistir no dia mau e, havendo feito tudo, ficar firmes.

Estai, pois, firmes, tendo cingidos os vossos lombos com a verdade, e vestida a couraça da justiça;

E calçados os pés na preparação do evangelho da paz;

Tomando sobretudo o escudo da fé, com o qual podereis apagar todos os dardos inflamados do maligno.

Tomai também o capacete da salvação, e a espada do Espírito, que é a palavra de Deus;”

Efésios 6:13-17

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi comparar, por meio de fotoelasticidade, sob carregamento axial e não-axial, a distribuição de tensão em implantes curtos e longos, em dois sistemas de implantes dentários com próteses parciais fixas de 2 elementos com diferentes alturas de coroa. Para tanto, 16 modelos fotoelásticos foram divididos em 4 grupos: I- Implante Longo 5x11mm Neodent® -Titamax CM Cortical; II- Implante Longo 5x11mm Bicon®; III- Implante Curto 5x6mm Neodent® - Titamax WS Cortical; IV- Implante Curto 5x6mm Bicon®. Cada grupo foi submetido a cargas axial (0°, 0,5 Kgf) e não-axial (15°, 0,5 Kgf), tanto com coroa protética de 8 mm quanto de 13 mm de altura. A análise dos resultados evidenciou que o comprimento do implante foi um fator estatisticamente significativo, tanto para o carregamento axial quanto para o carregamento não-axial. Sob carregamento axial, os implantes do sistema Neodent® com coroa de 13 mm de altura apresentaram maior tensão de cisalhamento (31.5 ± 16.5 MPa) quando comparados aos implantes do mesmo sistema com coroa de 8 mm (25.7 ± 11.4 MPa) ($p < 0.05$). Os implantes de comprimento curto apresentaram maior tensão (33.4 ± 16.0 MPa) que os implantes longos (24.6 ± 12.5 MPa) quando próteses de 8 mm foram utilizadas sob carregamento axial ($p < 0.05$). Implantes Neodent® que receberam coroas protéticas de 8 mm apresentaram maior tensão (31.43 ± 15.44 MPa) que os implantes do sistema Bicon® com a mesma altura da coroa (26.18 ± 13.00 MPa) sob carregamento não-axial ($p < 0.05$). Próteses de 13 mm de altura não levaram a diferenças estatisticamente significantes na distribuição de tensão entre os dois sistemas e entre os dois comprimentos de implantes analisados, independente do carregamento ($p > 0.05$). De acordo com o presente estudo, conclui-se que implantes curtos concentram maiores valores de tensão quando comparados a implantes longos, entretanto, quando fatores protéticos que potencializam a tensão sobre os implantes estão presentes, como coroa protética com altura aumentada, o sistema e o comprimento do implante não foram fatores relevantes.

Palavras Chaves: Implante dental, biomecânica, prótese dental, fotoelástico.

ABSTRACT

The aim of this study was to use photoelasticity to compare, under axial and non-axial loading, stress distribution on short and long implants of two different dental implant system in 2-unit implant-supported fixed partial prostheses of two different crown height. Therefore, 16 photoelastic models were divided into 4 groups: I - Long implant (5x11mm) Neodent® Titamax Cortical CM; II - Long implant (5x11mm) Bicon; III - Short Implant (5x6mm) Neodent® Titamax Cortical WS; IV - Short Implants (5x6mm) Bicon. In each group were applied axial (0°, 0,5 Kgf) and non-axial loads (15°, 0.5 Kgf), with either 8 and 13 mm prosthetic crown height. The results showed that implant length was a statistically significant factor for both axial and non-axial loading. Under axial loading, the Neodent implant system with 13 mm-prosthetic crown had higher stress (31.5 ± 16.5 MPa) compared to 8 mm-prosthetic crown on the same system (25.7 ± 11.4 MPa) ($p < 0.05$). Short implants had greater stress (33.4 ± 16.0 MPa) than long implants (24.6 ± 12.5 MPa) when 8 mm-prosthetic crown were used under axial loading ($p < 0.05$). Neodent implant system with 8 mm-prosthetic crown had a higher stress values (± 31.43 15:44 MPa) than Bicon implant system (26.18 ± 13.00 MPa) when non-axial load was applied ($p < 0.05$). 13 mm-prosthetic crown did not result in statistically significant differences in the stress distribution between the two implant systems and two implant lengths included in this study, regardless of the type of loading ($p > 0.05$). According with the present study, it can be concluded that short implants concentrated larger stress values when compared to long implants, however, when prosthetic factors that maximize stress around implants are present, as prosthetic crown with increased height, the implant system and implant length were not relevant factors.

Key Words: Dental implant, biomechanics, dental prosthesis, photoelasticity.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Kgf	Kilograma-força
MPa	Megapascal
Nf	Ordem de franjas
LPM	Laboratório de Projetos Mecânicos
FEMEC	Faculdade de Engenharia Mecânica
UFU	Universidade Federal de Uberlândia
mm	Milímetros

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO: Photoelastic Analysis of Fixed Partial Prosthesis Crown Height and Implant Length on Distribution of Stress in Two Dental Implant Systems	4
CONCLUSÃO	25
REFERÊNCIAS	26
APÊNDICE 1: MATERIAL E MÉTODOS	28
APÊNDICE 2: Figuras ilustrativas dos corpos de prova sob carregamento	34
ANEXO: Confirmação de submissão ao periódico <i>Journal of Oral Implantology</i>	36

INTRODUÇÃO

A terapia com implantes dentários é altamente previsível e amplamente utilizada para reabilitação de pacientes parcialmente ou totalmente edêntulos (Renouard & Nisand, 2006). Estudos longitudinais têm revelado altas taxas de sucesso com o uso de implantes associados com diferentes tipos de próteses (Adell *et al.*, 1981; Albrektsson *et al.*, 1988; Adell *et al.*, 1990; Bahat, 1993). Adell *et al.* (1990) avaliaram o sucesso de 4636 implantes instalados em rebordos edêntulos de 700 pacientes. Os resultados mostraram que implantes instalados em maxila tiveram uma taxa de sucesso de 89% após 5 anos. Esta taxa de sucesso após 10 e 15 anos de acompanhamento foi de 81% e 78%, respectivamente. Taxas maiores foram observadas para os implantes instalados em mandíbula, com 97%, 95% e 86% de sucesso após 5, 10 e 15 anos de acompanhamento. Essas altas taxas de sucesso aumentam a demanda pela reabilitação com implantes dentários.

Contudo, a terapia com implantes dentários apresenta limitações que devem ser contornadas como a ausência de disponibilidade óssea em decorrência da severa reabsorção do osso alveolar após perda dentária. De forma geral, esta limitação é mais comum na região posterior da maxila e mandíbula por estarem associadas à pneumatização do seio maxilar e posição da crista óssea mais próxima do nervo alveolar inferior (Lops *et al.*, 2012). Para contornar as limitações associadas à reabsorção do rebordo alveolar, transposição do nervo alveolar inferior e abordagens reconstrutivas têm sido utilizadas (Renouard & Nisand, 2006). Contudo esses procedimentos resultam em maior morbidade, aumento do tempo e dos custos do tratamento (Neves *et al.*, 2006). Para tanto, implantes com comprimento reduzido também têm sido indicados para reabilitação destes casos com pouca disponibilidade óssea (Misch *et al.*, 2006). Esposito *et al.* (2009) em uma revisão sistemática, compararam procedimento reconstrutivo interposicional para aumento ósseo vertical à instalação de implantes curtos. Por meio de uma meta-análise os autores observaram maior probabilidade de falha dos implantes e

mais complicações cirúrgicas nos grupos em que foram realizados procedimentos reconstrutivos.

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

O tamanho reduzido dos implantes curtos pode ser um fator que influencia negativamente a taxa de sucesso. Bahat (1993) instalaram 732 implantes em 213 pacientes com maxilares parcialmente edêntulos. Os implantes foram acompanhados por 5 a 70 meses após o carregamento. A taxa média de falha foi 4,8%, porém, quando avaliados apenas implantes longos a taxa de falha sofreu uma redução para 3,8%. A porcentagem de falha em região de molares foi maior (5,3%) que em áreas de pré-molares (4,5%). De forma semelhante, Winkler *et al.* (2000) observaram que implantes de 13mm apresentaram taxa de sucesso maiores (94,3%) que os implantes de 10 mm (89,1%), 8 mm (87%) e 7 mm (74,4%) após 36 meses de acompanhamento.

Menores taxas de sucesso associadas a implantes curtos podem ser atribuídas a complicações biomecânicas na transferência das cargas oclusais (Chang *et al.*, 2012), uma vez que as falhas associadas a estes implantes de comprimento reduzido ocorrem mais frequentemente após carregamento protético (Misch *et al.*, 2006) e pode ser explicada pela menor área de superfície do implante curto e pela elevada altura da prótese resultante da reabilitação da oclusão, o que pode levar a maior concentração de tensão. Rangert *et al.* (1995) observaram que quanto maior a distância entre o contato oclusal e a crista óssea ao redor do implante, maior será a sobrecarga sofrida pelo implante, podendo levar a maior flexão da fixação. Os mesmos autores consideraram uma altura de *abutment* de 7 mm ou maior como indicador de risco para sobrecarga no implante. Assim, sob cargas oclusais excessivas, o risco de complicações técnicas e biológicas com a terapia com implantes curtos pode estar aumentado (Chang *et al.*, 2012). Contudo, Tawil *et al.* (2006) relataram que a proporção coroa-implante

não é o único parâmetro que pode ter um impacto na reabsorção óssea e na taxa de sucesso dos implantes. Baseados nisto, melhores resultados podem ser obtidos quando cargas oclusais excessivas são minimizadas por meio da utilização implantes de maior diâmetro (Sahin *et al.*, 2002; Neves *et al.*, 2006; Faegh & Müftü, 2010; Chang *et al.*, 2012), maior número de implantes possíveis e próteses parciais ferulizadas (Sahin *et al.*, 2002).

Em rebordos alveolares com altura limitada, a utilização de implantes de diâmetros largos é recomendada a fim de aumentar a superfície de contato do implante, o que poderia oferecer maior resistência mecânica (Chang *et al.*, 2012). Variações geométricas em relação ao passo, forma e profundidade da rosca também têm sido propostas para essa finalidade, uma vez que a geometria da rosca pode desempenhar um importante papel no tipo de força transmitida ao tecido ósseo (Misch *et al.*, 2001).

Os comportamentos mecânicos dos materiais e estruturas de implantes dentários podem ser avaliados através de modelos de fotoelasticidade sob condições bem definidas de carregamento. Este método de simulações pode levantar hipóteses para posteriores estudos *in vivo*. Entretanto, devido sua natureza laboratorial, a análise fotoelástica pode não representar fielmente o comportamento das estruturas *in vivo*, mas apresenta vantagens do completo controle dos eventos, reprodutibilidade e baixo custo (Özçelik e Ersoy, 2007).

Estudos que avaliam aspectos protéticos relacionados à conexão e ao diâmetro do implante são observados na literatura (Huang *et al.*, 2005; Tonella *et al.*, 2011). Entretanto há escassez de estudos que relacionam a influência da altura da prótese com o comprimento do implante, fatores comumente associados clinicamente. Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi comparar, sob diferentes condições de carregamento, implantes curtos e longos em dois sistemas de implantes dentários, com próteses parciais fixas de 8 e 13 milímetros de altura da coroa, na distribuição de tensão em modelos fotoelásticos.

CAPÍTULO

Photoelastic Analysis of the Influence of Prosthetic Crown Height in Fixed Prosthesis and Implant Length on Distribution of Stress in Two Dental Implant Systems

Evandro Portela Figueirêdo, MSc,^{1*} Marcele Jardim Pimentel, MSc,² Mauro Antonio de Arruda Nóbilo, PhD,³ José Ricardo de Albergaria Barbosa, PhD⁴

¹ PhD student, Department of Oral Diagnostic, Piracicaba Dental School, State University of Campinas.

² PhD student, Department of Periodontology and Prosthodontics, Piracicaba Dental School, State University of Campinas.

³ Professor, Department of Periodontology and Prosthodontics, Piracicaba Dental School, State University of Campinas.

⁴ Professor, Department of Oral Diagnostic, Piracicaba Dental School, State University of Campinas.

*Corresponding Author

Evandro Portela Figueirêdo

Department of Oral Diagnostic, Piracicaba Dental School, State University of Campinas.

Av. Limeira 901, P.O. Box 52

13414-903, Piracicaba, SP, Brazil

Phone / Fax number: + 55 19 2106-5389

E-mail Address: evandroportal@yahoo.com.br

Photoelastic Analysis of the Influence of Prosthetic Crown Height in Fixed Prosthesis and Implant Length on Distribution of Stress in Two Dental Implant Systems

ABSTRACT

The aim of this study was to use photoelasticity to compare, under axial and non-axial loading, stress distribution on short and long implants of two different dental implant systems in 2-unit implant-supported fixed partial prostheses of 8- and 13-mm heights. Sixteen photoelastic models were divided into 4 groups: I – Long implant (5 × 11 mm) Neodent, II – Long implant (5 × 11 mm) Bicon, III – Short Implant (5 × 6 mm) Neodent; IV – Short Implants (5 × 6 mm) Bicon. Axial (0°, 0.5 Kgf) and non-axial loads (15°, 0.5 Kgf) were applied to each group with both 8- and 13-mm prosthetic crown heights. The results showed that implant length was a statistically significant factor for both axial and non-axial loading. Under axial loading, the Neodent implant system with 13-mm prosthetic crown had higher stress (31.5 ± 16.5 MPa) compared to 8-mm prosthetic crown on the same system (25.7 ± 11.4 MPa) ($p < 0.05$). When the 8-mm prosthetic crown was used, the short implants had greater stress (33.4 ± 16.0 MPa) than did the long implants (24.6 ± 12.5 MPa) under axial loading ($p < 0.05$); further, when the 8-mm prosthetic crown was used, the Neodent implant system had a higher stress values (31.43 ± 15.44 MPa) than the Bicon implant system (26.18 ± 13.00 MPa) when nonaxial load was applied ($p < 0.05$). The 13-mm prosthetic crown did not result in statistically significant differences in the stress distribution between the implant systems and implant lengths included in this study, regardless of the type of loading ($p > 0.05$). It can be concluded that short implants concentrated larger stress values when compared to long implants; however, when prosthetic factors are present that maximize stress around implants, for instance, a prosthetic crown with increased height, the implant system and implant length were not relevant factors.

Key Words: *dental implant, biomechanics, dental prosthesis, photoelasticity*

INTRODUCTION

Limitations regarding the volume and geometry of the alveolar bone are common in the posterior maxilla and mandible at the time of rehabilitation with dental implants. Thus, the use of short implants has been considered a therapeutic alternative in cases of unavailable bone height, since short implants adapt to the rehabilitated site anatomy and exclude the need for reconstructive surgical procedures. This approach also reduces the occurrence of surgical complications, morbidity, costs of the treatment, and treatment time.¹

The rehabilitation of severely resorbed alveolar ridges without bone reconstruction procedures requires prostheses with increased crown height so that patients' occlusion can be reestablished.² This is an important factor in the rehabilitation of partially edentulous patients because the greater the distance between the occlusal contact and crestal bone around the implant, the greater the overload experienced by the implant;^{3,4} this is especially true when the implant has reduced length and is subjected to more biomechanical complications related to occlusal loads transfer due to the smaller area of bone–implant contact.⁵ Because the stress depends on the intensity of the force and the area where the force is applied, it is necessary to reduce the force or increase the surface area to avoid stress-related complications.⁶ Thus, efforts are focused on the factors that can decrease load transfer along bone–implant interface, such as the type of loading, implant material properties, prosthesis material properties, macrostructure of the prosthesis, geometry, and surface structure of the implant.^{7,8}

Conversely, Blanes⁹ in a systematic review evaluated the influence of the crown-implant ratio in the survival rate of implant-supported reconstructions. Although the authors have observed heterogeneity among study designs and the applied methodology for data collection in the clinical trials, the results showed that the crown-implant ratio did not influence peri-implant bone loss or implant prosthetic complication rates. However, other factors may influence load transfer to bone-implant interface and therefore the crown-implant ratio should not be the only

parameter evaluated to determine the impact on bone resorption, implant success rates, complication rates and implant prosthetic.¹⁰

Better results for rehabilitation with dental implants are achieved by increasing the number and diameter of the implants and when implant-supported fixed partial prostheses are used. These conditions increase bone–implant contact area and reduce excessive occlusal forces.^{4,11} In a similar way, tapping implants are also used to increase the surface area of the implant. Thus, variations in geometry of implant threads—such as thread pitch shape, design, and height—may play an important role in the type of forces transmitted to the area surrounding of the implant.^{4,12}

Thus, one can consider that short and long implants may present similar stress distribution when fixed partial prostheses are used, regardless of the height of the prosthesis and macrostructure of the implant. Given the absence of studies assessing the relationship between prosthetic factors (such as prosthesis height) and implant factors (such as length and macrostructure), the present study aimed to compare the stress distribution in short and long implants of two different dental implant systems with fixed prostheses of 8- and 13-mm crown height under axial and non-axial loading in photoelastic models.

MATERIAL AND METHODS

Study design

To conduct the present study, implant length (short and long), height of the prosthesis (8 or 13 mm) and implant system (Neodent and Bicon) were considered as study factors (see Figure 1). For an 80% power to detect differences among factors, it required a sample of four models for each group (SAS v. 9.2; SAS Institute, Inc, Cary, NC). Sixteen photoelastic resin models with installed implants and abutments were obtained and divided into four groups according to the implant system and implant length, with four replicates for each group (see Table 1). Each replica was subjected to axial and non-axial (15°) loading, with both 8- and 13-mm

prosthetic crown heights. We used Neodent system cylindrical implants with Taper Morse prosthetic connection and conical double screw, and Bicon System cylindrical implants prosthetic connection with Taper Morse prosthetic connection and plateau thread (SAS v. 9.2; SAS Institute, Inc., Cary, NC).

Photoelastic resin models

One rectangular-shaped polished acrylic matrix was made for each group. The matrices with dimensions of height, length, and thickness were 40 × 50 × 10 mm for obtaining the resin models in the same dimensions (Figure 2).

Two perforations were performed on the upper surface of each acrylic matrix with a distance of 12 mm from center to center of each analog. The transferees were adapted to their respective implant analogs and inserted perpendicularly with the help of a delineator (BioArt, São Carlos, SP, Brazil) in the perforations. Two similar analog implants were installed in each perforation and retained with adhesive glue (Loctite, Itapevi, SP, Brazil). The position of the analogs was determined to simulate the clinical situation of two-element fixed prostheses.

The set acrylic matrix and transferee was placed in a plastic container and completely covered by blue silicone ASB-10 (Polipox Industry and Commerce Ltda, São Paulo, SP, Brazil) to obtain the silicon mold. The set was removed after curing time of 24 hours, according to the manufacturer's recommendations.

The transferees were adapted to their implants, and flexible epoxy resin photoelastic III (Polipox Industry and Commerce Ltda, São Paulo, SP, Brazil) was poured into the set. A period of 24 hours was needed to reach the final material and the photoelastic model was removed from the impression. Thus, a translucent, stress-free model, appropriate for the photoelastic analyses, was obtained (Figure 3).

Four two-element fixed prostheses were manufactured with chrome–cobalt alloy by conventional technique. Prosthetic crowns were made over the abutments installed in the acrylic matrices. Two prostheses had 13-mm height, 10-mm

mesiodistal length, and 8-mm buccolingual width. The other two prostheses had 8-mm height, 10-mm mesiodistal length, and 8-mm buccolingual width.

To perform the analysis of the stress induction, the prostheses were cemented in the photoelastic model. After that, all the models were placed in a circular polariscope to confirm the absence of stress induction by the adaptation.

Loading

The models were placed in the circular polariscope, and axial and non-axial loads of 0.5 Kgf were applied with a universal testing machine (Lider, Araçatuba, São Paulo, Brazil) at fixed points in the two central fossa of each prosthetic crown each time. The models were placed in a device with angle of 15° for non-axial loading.³

Analysis of fringe orders

To standardize the quantitative analysis of the fringe orders, 16 points were selected along the body of the two implants. These points were determined from photoelastic model images obtained by digital camera Cannon EOS T3i (Cannon USA, Inc., New York, NY), using Fringes software in the MATLAB platform LPM/FEMEC/UFU. The photoelastic analysis used for this experiment was the quasi-tridimensional.

All models were analyzed using a template with dimensions of height and length of 25 × 50 mm. This technique made it possible to standardize the position of the points alongside the implants (Figure 4).

For each point selected in every image, the isochromatic patterns orders of fringes (N_f) and the direction of the stress propagation were determined by consensus analysis performed by two examiners, using the scale of colors of the photoelastic resin that was used in the study¹³ (Figure 5). The stress shear was given by the Fringes program in the MATLAB platform LPM/FEMEC/UFU.

Statistical analysis

The statistical analysis was performed using statistical software (SAS v. 9.2; SAS Institute, Inc, Cary, NC) with a significance level fixed at 5%. The assumptions of equality of variances and normal distribution of errors were evaluated, and the data were transformed as suggested by the software. Three-way ANOVA was used to compare the factors implant length, crown length, and implant system. Post hoc comparisons were performed using the Tukey–Kramer test.

RESULTS

Overall data analysis showed that implant length was the only statistically significant factor for both axial ($df = 1$, $F = 9.08$, $p = 0.003$) and non-axial loading ($df = 1$, $F = 10.94$, $p = 0.001$). Short implants presented higher mean values of stress shear compared to long implants, regardless of the type of loading. Interaction was observed between crown height and length ($df = 1$, $F = 3.99$, $p = 0.047$) and crown height and implant system ($df = 1$, $F = 5.25$, $p = 0.023$) for axial loading. However, for non-axial loading, interaction was observed only between crown height and implant system ($df = 1$, $F = 10.94$, $p = 0.001$) (Tables 2 and 3).

The role of implant length in stress distribution was influenced by the crown height under axial loading. Short implants resulted in higher stress levels than did long implants when 8-mm prosthetic crowns were used. However, this statistical difference in stress distribution was not observed with 13-mm prosthetic crowns (Table 3).

Another interaction between implant system and crown height under axial loading is explained by the influence that the crown height exerted only on the Neodent system with 13-mm prosthetic crown resulting in shear stress significantly higher than 8-mm prosthetic crown (Table 4).

Under non-axial loading, Neodent implants with 8-mm prosthetic crowns resulted in mean stress values significantly higher than the Bicon implants with the

same crown length. However, this difference in stress distribution between implant systems was not observed when 13-mm prosthetic crown was used (Table 5).

DISCUSSION

Short implant indication is based on the principle that transmission of biomechanical forces to the implants are concentrated in the cervical area.^{14,15} Thus, implant length could not be a significant factor in stress distribution. However, some trials show lower survival rates for shorter implants.^{16,17} Generally, this study showed that short implants resulted in higher stress shear than did long implants, regardless of the type of loading. Conversely, other factors—such as prosthetic crown height of fixed prostheses or implant macrostructure—did not influence the stress distribution when the whole data were considered. Therefore, implant length was the most important study factor. This finding may be related to the reduced surface area of the short implants, which can lead to greater stress concentration even with fixed prostheses, as were used in this study. Current clinical studies have shown success rate for short implants similar to those success rate observed for long implants, ranging from 93.9% to 100%.¹⁸ These findings can be explained by the increased area of bone-implant contact as different surface treatments and different threads designs and types of implant prosthetic connection.^{6,18}

Other methods to reduce biomechanical stress at bone--implant contact, as the use of fixed prostheses and absence of cantilever, are suitable approaches for dental implant therapy. In the case of short implants, Misch et al⁴ reported that fixed prostheses can enhance predictability and success of rehabilitation of partially edentulous patients by increasing the number of implants and increasing surface area on which the occlusal force is transmitted. However, our findings have shown that even in this case of fixed partial prostheses, reduced implant length was a factor that induced increased shear stress around the implant. Thus, one can assume that even in the face of prosthetic approaches to decrease the

occlusal force transmitted to implants, the short length of implants can lead to higher stress concentration at the contact bone–implant and may contribute to biomechanical complications in dental implant therapy, as mentioned by Chang et al⁵ This becomes clear when taking into account that the highest failure rate of short implants compared to longer implants was actually related to failures after prosthetic loading and unrelated to surgical failures or failures to initially osseointegrate.⁴

In a prospective clinical study with 36 months follow-up, Malchiodi et al⁶ showed that crown-implant ratio larger than 2 resulted in 96.6% success rate while the crown-implant ratio between 2 and 1.5 and less than 1.5 resulted in a success rate of 98.6% and 100%, respectively. Crown height can serve as a lever arm in the presence of masticatory forces.⁴ The increase in crown height of 10–20 mm increases by around 100% the amount of total force applied in a given implant system,¹⁹ which will be subjected to large flexion bending forces.³ With such evidence, the Neodent implants with 13-mm prosthetic crowns presented greater stress than Neodent implants with 8-mm prosthetic crowns, under axial loading. This reinforces the theory of lever arm related to the crown–implant ratio. Thus, the Neodent implant system may not be indicated when the prosthetic rehabilitation of the patient results in increased crown height. Nonetheless, Bicon implants (short and long), under axial loading, behaved similarly, regardless of crown height. This fact can be explained by the tapered threads and positive neck collar macrostructure of these implants.^{20,21} Therefore, assuming increased crown height is a significant risk factor for implant failures,⁴ it seems rational to choose Bicon system implants in situations where prosthetic rehabilitation with increased crown height is necessary. According to Çehreli et al,⁸ the macro and microstructure of the implants may explain the mechanical behavior of dental implants. Patra et al²⁰ reported that implants with a tapered thread design, such as the Neodent system's threads, exhibited higher stress levels than do those implants with a parallel thread design. Thus, the Bicon system's parallel threads could have minimized the role of 13-mm prosthetic crowns as force magnifiers. However, Chun et al²² showed

results that contrast with our findings, with maximum stress levels found in the plateau-type thread configuration of the Bicon system used in this study.

As previously mentioned, prostheses with higher crown height result in magnification of the force transmitted to the implants.⁴ In overload situations, there is an increase of deformation around the implants.¹¹ In this study, under axial loading, short implants had greater stress than long implants when 8-mm prosthetic crowns were used. This finding, however, was not observed when using 13-mm prosthetic crowns. So, in situations which the prosthetic crown results in overloading, it can be assumed that force magnification occurred in both short and long implants since the two implant lengths tended to show stress distribution in a similar way.

Under non-axial loading, the difference in stress distribution between implant systems was influenced by the crown height. When 13-mm prosthetic crowns were used, both systems had the same behavior against the negative effect of increased prosthesis height and the lateral force. However, when 8-mm prosthetic crowns were used, the Neodent implants resulted in higher levels of stress than did the Bicon implants. Better results for the Bicon implants can be explained both by the aforementioned thread design and the configuration of the neck collar of the Bicon implants. These findings suggest that variations in the macrostructure of the implant to minimize stress around the dental implant can have a significant impact when optimal prosthetic conditions are achieved. However, in prosthetic situations that increase the magnitude of force transmitted to the implants, such as increased prosthetic crown height, the effect of the geometry of the implant may not be significant.

It is known that lateral forces represent an increase of 50–200% in the force applied over implants as compared to vertical forces.⁴ Thus, the non-axial load applied in this study should also be considered a factor that magnifies the forces transmitted to the implants. Nonetheless, non-axial loading did not result in similar distribution of forces in the two implant systems studied. The explanation of this finding must take into account that non-axial loading leads to higher stress level in

the cervical area of the implant.^{23,24} Thus, the positive slope and cervical collar height of Bicon implants may have minimized the magnitude of the stress around the implant in this area, as mentioned by Faegh and Müftü.²¹

It must be considered that the behavior of materials and structures of dental implants in photoelastic models may not accurately represent the stress distribution in bone tissue in vivo. Moreover, controlled longitudinal studies are necessary to establish strong scientific evidence to guide clinical decision making.²⁵ Nevertheless, the study of photoelasticity allows control of events, reproducibility, and low cost and can raise hypotheses for future clinical studies.²⁶

CONCLUSION

Within the limits of present study, it can be concluded that short implants concentrate larger stress levels than do long implants; however, when prosthetic factors that maximize stress around implants are present, as prosthetic crown with increased height, the implant system, and implant length are not relevant factors.

REFERENCES

1. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Imp Res.* 2006; 17 (Suppl. 2):35–51.
2. Misch CE. Short versus long implant concepts – Functional surface areas. *Oral Health* 1999;89:13-21.
3. Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Van Roekel N. Bending Overload and Implant Fracture: A Retrospective Clinical Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10:326–334.
4. 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 Aug;77(8):1340-7.

5. Chang SH, Lin CL, Hsue SS, Lin YS, Huang SR. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. *Med. Eng. Phys.* 2012; 34(2): 153-60.
6. Malchiodi L, Cucchi A, Ghensi P, Consonni D, Nocini PF. Influence of crown-implant ratio on implant success rates and crestal bone levels: a 36-month follow-up prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Feb 12. [Epub ahead of print]
7. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001; 85:585-98.7.
8. Çehreli MC, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2004; 15(2): 249-57.
9. Blanes RJ. To what extent does the crown-implant ratio affect the survival and complications of implant-supported reconstructions? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:67-72.
10. Tawil G, Aboujaoude N, Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates of short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006 Mar-Apr;21(2):275-82.
11. Sahin S, Cehreli MC, Yalçin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent.* 2002 Sep-Nov;30(7-8):271-82.7
12. Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol.* 2001 Sep;72(9):1276-86.
13. Dally JW, Riley WF (eds). *Experimental Stress Analysis.* New York: McGraw-Hill, 1978.

14. Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1990;63:671-676.
15. Lum LB. A biomechanical rationale for the use of short implants. *J Oral Implantol* 1991;17:126-131.
16. Bahat O. Treatment planning and placement of implants in the posterior maxillae: Report of 732 consecutive Nobelpharma implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8:151–61.
17. Winkler S, Morris HF, Ochi S. Implant survival to 36 months as related to length and diameter. *Ann Periodontol.* 2000; 5(1):22-31.
18. Kotsovilis S, Fourmouis I, Karoussis IK, Bamia C. A systematic review and metaanalysis on the effect of implant length on the survival of rough-surface dental implants. *J Periodontol.* 2009; 80:1700–18.
19. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: Basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992;18:264-274.
20. Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent.* 1998; 7:355-68.
21. Faegh S, Müftü S. Load transfer along the bone–dental implant interface. *J Biomech.* 2010; 43:1761–70.
22. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, *et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 565-74.
23. O'Mahony A.M., Bowles Q, Woolsey G, Robinson SJ, Spencer P. Stress distribution in the single-unit osseointegrated dental implant: finite element analyses of axial and off-axial loading. *Implant Dent.* 2000; 9(3):207-18.
24. O'Mahony, A.M., Williams, J.L.; Spencer, P. Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases periimplant stress and

strain under oblique loading. *Clinical Oral Implants Research*. 2001; 12: 648–57.

25. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009 Sep-Oct;24(5):781-9.

26. Ozçelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont*. 2007 Mar-Apr;16(2):107-16.

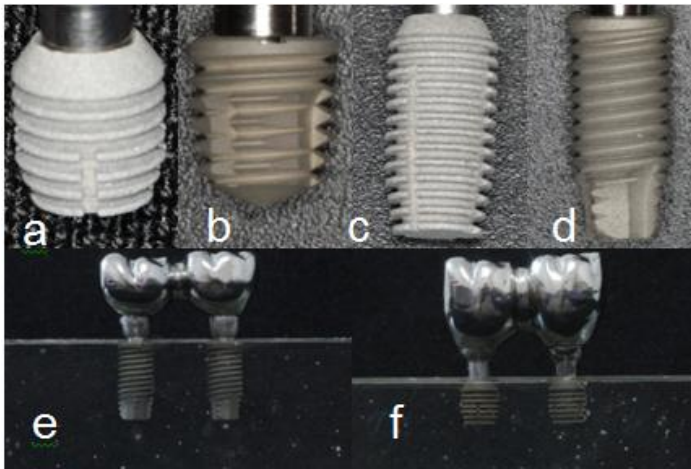


Figure 1. Implants and prosthetic crowns used in the study: a) short implant Bicon, b) short implant Neodent, c) long implant Bicon, d) Long implant Neodent, e) 2-unit implant-supported fixed partial prostheses of 8-mm prosthetic crowns, f) 2-unit implant-supported fixed partial prostheses of 13-mm prosthetic crowns.

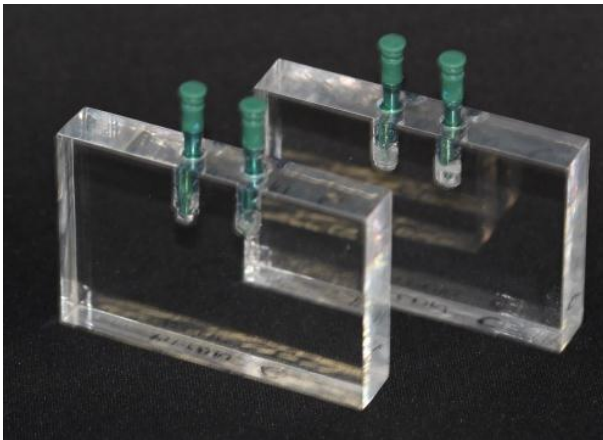


Figure 2. Acrylic matrix with implant analogues and transferees.

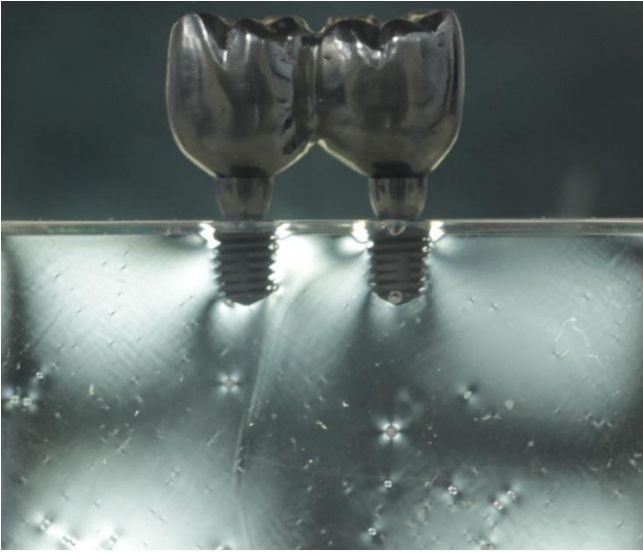


Figure 3. Free-stress photoelastic model.

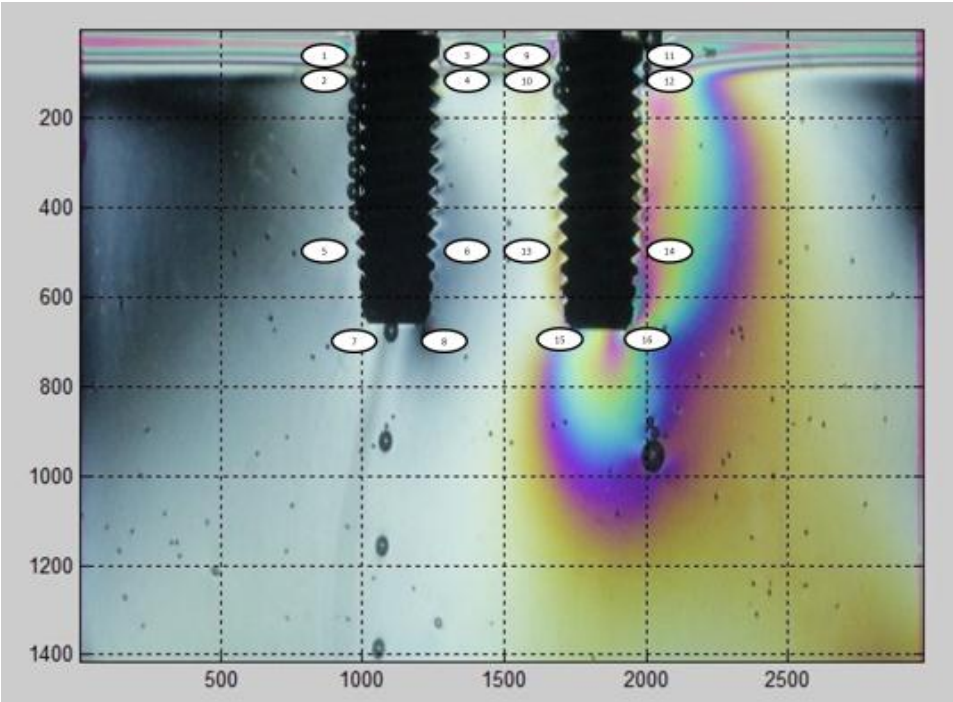


Figure 4. Representation of the points to be analyzed by Fringes software.

Table 1. Study Design

Group	Replicas	Implant Characteristic	Load	Crown Height (mm)
I	4	Neodent implant (long) 5 × 11 mm Titamax CM Cortical	Axial	8
				13
			Non-axial	8
				13
II	4	Bicon implant (long) 5 × 11 mm	Axial	8
				13
			Non-axial	8
				13
III	4	Neodent implant (short) 5 × 6 mm Titamax WS Cortical	Axial	8
				13
			Non-axial	8
				13
IV	4	Bicon implant (short) 5 × 6 mm	Axial	8
				13
			Non-axial	8
				13

Table 2. Three-way ANOVA for stress distribution under axial loading, based on the factors crown height, length, and implant system

Source of Variation	df	Sum of Squares	Mean Square	F	<i>p</i>
Crown	1	0.665	0.665	0.40	0.53
Implant length	1	15.103	15.103	9.08	0.003*
System	1	0.195	0.195	0.12	0.73
Crown/Implant length	1	6.633	6.633	3.99	0.047*
Crown/System	1	8.726	8.726	5.25	0.02*
Implant length/System	1	6.358	6.358	3.82	0.05
Crown/Implant length/System	1	5.322	5.322	3.20	0.07

* Statistically significant

Table 3. Three-way ANOVA for stress distribution under non-axial loading, based on the factors crown height, length and implant system

Source of Variation	df	Sum of Square s	Mean Square	F	<i>p</i>
Crown	1	0.504	0.504	0.29	0.59
Implant length	1	19.309	19.309	10.94	0.001*
System	1	1.151	1.151	0.65	0.42
Crown/Implant length	1	3.715	3.715	2.11	0.15
Crown/System	1	7.859	7.859	4.45	0.036*
Implant length/System	1	0.888	0.888	0.50	0.48
Crown/Implant length/System	1	6.397	6.397	3.63	0.06

* Statistically significant

Table 4. Comparison of the study factors implant length and implant system relative to the crown height under axial loading, in MPa

Factor	Variables	Prosthetic Crown	
		8 mm	13 mm
Implant length	Short	33.4 ± 16.0 Aa	28.3 ± 12.2 Aa
	Long	24.6 ± 12.5 Ba	26.8 ± 13.4 Aa
System	Neodent	25.7 ± 11.4 Aa	31.5 ± 16.5 Ab
	Bicon	26.5 ± 13.0 Aa	29.4 ± 13.9 Aa

Note: Different uppercase letters represent statistically significant differences between implant length and between implant systems. Different lowercase letters represent differences between crown heights (Tukey–Kramer test; $p < .05$).

Table 5. Comparison of the study factor implant system relative to the crown height under non-axial loading, in MPa

System	Prosthetic Crown	
	8 mm	13 mm
Neodent	31.43 ± 15.44 Aa	28.13 ± 12.66 Aa
Bicon	26.18 ± 13.00 Ba	30.92 ± 14.89 Aa

Note: Different uppercase letters represent statistically significant differences between implant systems. Different lowercase letters represent differences between crown heights (Tukey–Kramer test; $p < .05$).

CONCLUSÃO

Dentro dos limites deste estudo pode-se concluir que implantes curtos concentram maiores níveis de tensão quando comparados a implantes longos; entretanto, quando fatores protéticos que potencializam a tensão sobre os implantes estiveram presentes, como a altura da coroa protética aumentada, a macroestrutura do sistema de implante e o comprimento do implante não foram fatores relevantes.

REFERÊNCIAS*

1. Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Brånemark P-I, Jemt T. A long term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1990; 5: 347–59.
2. Adell R, Lekholm U, Brånemark P-I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981; 10: 387–416.
3. Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engevall S, Engquist B, Eriksson AR *et al*. Osseointegrated oral implants: A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma Implants. *J Periodontol*. 1988; 59(5): 287–96.
4. 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.
5. Esposito M, Grusovin MG, Felice P, Karatzopoulos G, Worthington HV, Coulthard P. Interventions for replacing missing teeth: horizontal and vertical bone augmentation techniques for dental implant treatment. *Cochrane Database Syst Rev*. 2009; 7(4):CD003607.
6. Huang H-L, Huang J-S, Ko C-C, Hsu J-T, Chang C-H, Chen MYC. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin. Oral Impl. Res*. 16, 2005; 466–472.
7. 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;351793.
8. Neves FD, Fones D, Bernardes SR, do Prado CJ, Neto AJ. Short implants--an analysis of longitudinal studies. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006 Jan-Feb;21(1):86-93.

9. Özçelik T, Ersoy AE. An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: An in vitro study. *J Prosthodont* 2007;16:107–116.
10. Tawil G, Younan R. Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:894–901.
11. Testori T, Wiseman L, Woolfe S, Porter SS. A prospective multicenter clinical study of the Osseotite implant: Four-year interim report. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2001;16:193–200.
12. Tonella BP, Pellizzer EP, Falcón-Antenucci RM, Ferrazzo R, de Faria Almeida DA. Photoelastic analysis of biomechanical behavior of single and multiple fixed partial prostheses with different prosthetic connections. *J Craniofac Surg*. 2011 Nov;22(6):2060-3.
13. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, *et al.* A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: Results after 6 years of follow-up. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2003;18:417–423.

APÊNDICE 1

MATERIAL E MÉTODOS

Delineamento do estudo

Para a realização do presente estudo foram considerados comprimento do implante (curto e longo), altura da prótese (8 ou 13mm) e sistema de implante (Neodent® e Bicon®) como fatores (Figura 1). Para um poder de 80% na detecção de diferença entre os fatores, estimou-se serem necessários 16 modelos de estudo (SAS v. 9.2; SAS Institute, Inc, Cary, NC). Foram obtidos 16 modelos em resina fotoelástica com implantes e conexões protéticas instaladas, divididos em quatro grupos de acordo com o sistema e comprimento do implante (Tabela 1). Cada réplica foi submetida a carregamento axial (0°) e não-axial (15°) com próteses de 8 e 13 mm. Utilizou-se implantes cilíndricos do sistema Neodent® com conexão protética tipo *Cone-Morse* e dupla rosca cônica. Também foram utilizados implantes cilíndricos do sistema Bicon® com conexão protética tipo *Cone-Morse* e roscas tipo platô.

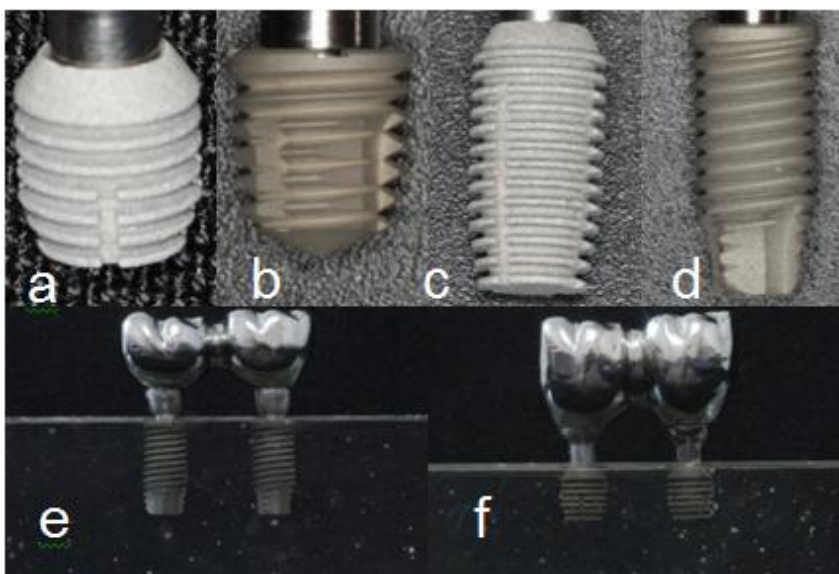


Figura 1 – a) Bicon Curto; b) Neodent® Curto; c) Bicon® Longo; d) Neodent® Longo; e) Coroa de 8mm; f) Coroa de 13mm.

Tabela 1 – Delineamento do estudo.

Grupo	Réplicas	Implante	Carga	Altura da Coroa (mm)
I	4	Neodent® (longo) 5x11mm Titamax CM Cortical	Axial	8
				13
			Não-axial	8
				13
II	4	Bicon® (longo) 5x11mm	Axial	8
				13
			Não-axial	8
				13
III	4	Neodent® (curto) 5x6mm Titamax WS Cortical	Axial	8
				13
			Não-axial	8
				13
IV	4	Bicon® implante (curto) 5x6mm	Axial	8
				13
			Não-axial	8
				13

Confecção da matriz de acrílico e obtenção do modelo laboratorial

Foi confeccionada 1 matriz de blocos de acrílico retangular para cada grupo, com dimensões de altura, comprimento e espessura de 40 X 50 X 10mm, utilizadas para obtenção dos modelos de resina nas mesmas dimensões (Figura 2).

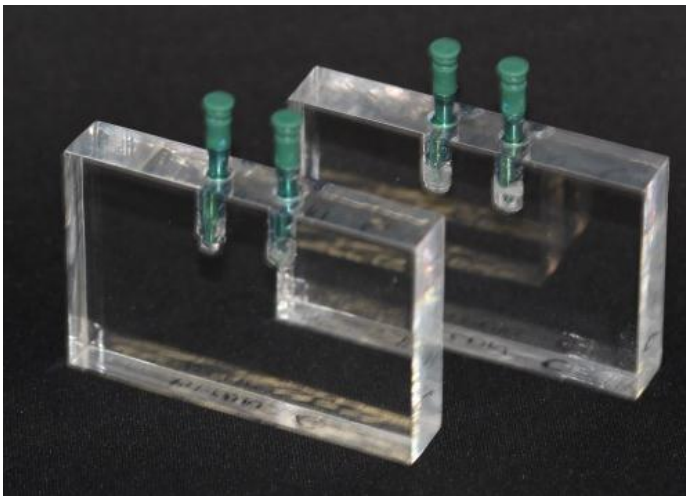


Figura 2 – A) Matrizes de acrílico.

Em todas as matrizes foram realizadas duas perfurações na face superior com distancia de 10 mm de centro a centro permitindo a instalação de dois análogos de implantes, retidos com cola adesiva (Loctite, Itapevi, SP, Brazil). Os análogos foram adaptados aos seus respectivos transferentes de moldagem e inseridos perpendicularmente com o auxílio de um delineador (BioArt, São Carlos, SP, Brasil) nas perfurações. A disposição dos análogos foi determinada de maneira a simular a distribuição clínica para prótese fixa de dois elementos.

O conjunto matriz de acrílico e transferente foi posicionado em um recipiente de plástico para confecção de um molde de borracha de silicone azul ASB-10 (Polipox® Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil). O conjunto foi removido após o prazo de cura de 24 horas.

Os transferentes de moldagem foram adaptados aos respectivos implantes e o conjunto foi instalado nos moldes de silicone. Após adaptados os transferentes

foi adicionado a resina fotoelástica epóxi III (Polipox® Indústria e Comércio LTDA, São Paulo, SP, Brasil) para confecção do modelo fotoelástico.

Após o tempo de polimerização de 24 horas recomendado pelo fabricante, os modelos fotoelásticos foram retirados do molde e obteve-se um translúcido, livre de tensão, apropriado para a análise fotoelástica.

As próteses foram confeccionadas sobre as conexões protéticas instaladas nas matrizes de acrílico. Quatro coroas fixas de dois elementos foram fabricadas com liga de cromo-cobalto pela técnica convencional. Duas próteses apresentaram 13mm de altura, 10mm de comprimento mesio-distal e 8mm de largura vestibulo-lingual, enquanto outras duas próteses apresentaram 8mm de altura, 10mm de comprimento no sentido mesio-distal e 8mm de comprimento no sentido vestibulo-lingual.

Aplicação de carga

Os modelos foram posicionados no polariscópio circular (Figura 3) e com uma máquina de teste universal (Lider, Araçatuba, São Paulo, Brasil) aplicou-se cargas axiais e oblíquas de 0,5 Kgf através de uma célula de carga em pontos fixos na fossa central das duas coroas protéticas isoladamente. Os modelos foram posicionados em um dispositivo com angulação preestabelecida de 15 graus para o carregamento oblíquo.

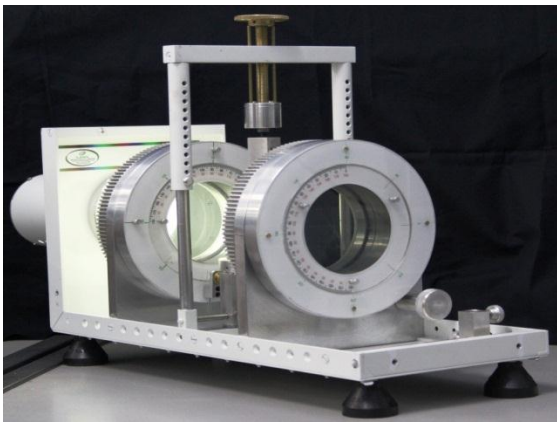


Figura 3 – Polariscópio circular.

Leitura das ordens de franjas

Para a padronização da leitura das ordens de franjas, foram escolhidos 16 pontos distribuídos ao longo do corpo dos dois implantes. Estes pontos foram mapeados em imagens do modelo, obtidas pela máquina digital (Canon EOS T3i, Ohta-Ku, ToKyo, Japan) acoplada ao polariscópio, por meio do programa *Fringes®*, em plataforma MATLAB do LPM/ FEMEC/UFU.

Todos os modelos foram analisados, usando um gabarito com medidas de altura e comprimento de 25 X 50mm. Esta técnica tornou possível a padronização da posição dos pontos ao longo dos implantes (Figura 4)

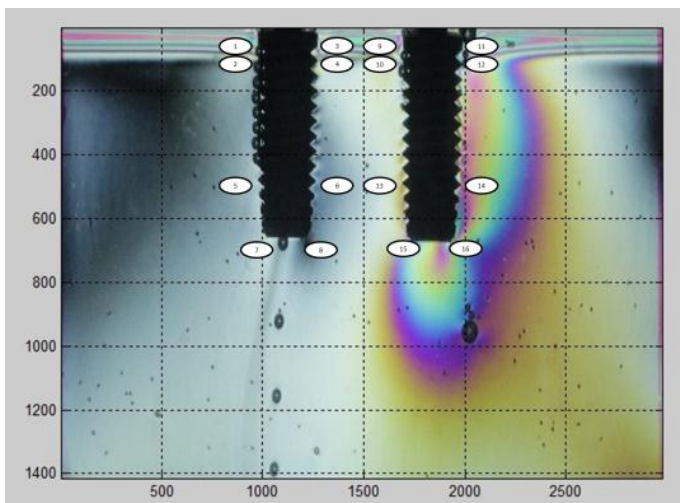


Figura 4 – Orientações da posição dos pontos

Para cada imagem e em cada ponto selecionado, os padrões de ordem de franja (N_f) foram definidos utilizando uma da escala de cores (Figura 5) Em seguida, os níveis de tensão foram determinados pelo programa em função do padrão de ordem de franja isocromática.

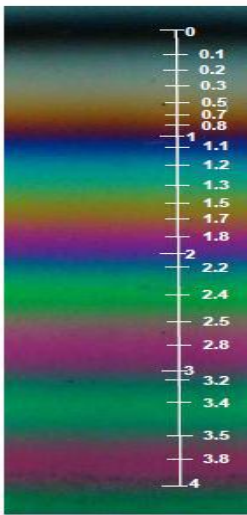


Figura 5 - Ordens de franja isocromáticas. Fonte: Damaceno (2005).

Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando-se um software estatístico (SAS v. 9.2; SAS Institute, Inc, Cary, NC) com um nível de significância de 5%. As pressuposições de homogeneidade da variância e distribuição normal dos erros foram avaliadas e, em seguida, os dados foram transformados como sugerido pela programação do software. Para comparação dos fatores comprimento do implante, altura da coroa e sistema de implante, utilizou-se ANOVA 3-fatores. Posteriores comparações múltiplas foram realizadas por meio do teste de Tukey-Kramer.

APÊNDICE 2 - Figuras ilustrativas dos corpos de prova sob carregamento

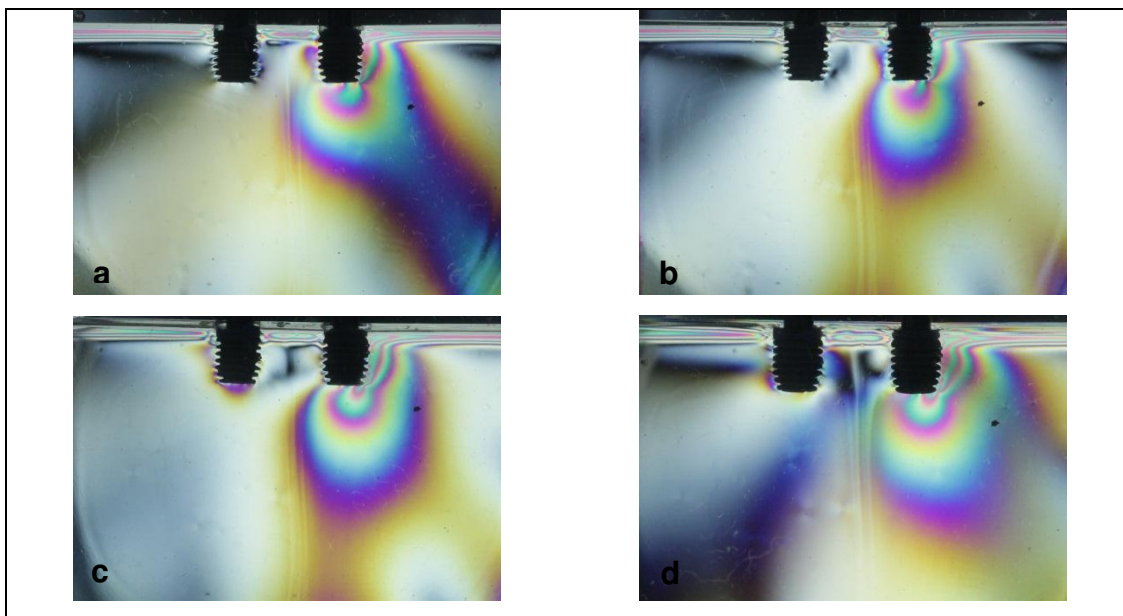


Figura 1- Corpos de prova dos implantes curtos do Sistema Bicon® com: a) coroa de 8mm sob carregamento axial; b) coroa de 13 mm sob carregamento axial; c) coroa de 8 mm sob carregamento não axial; d) coroa de 13 mm sob carregamento não axial.

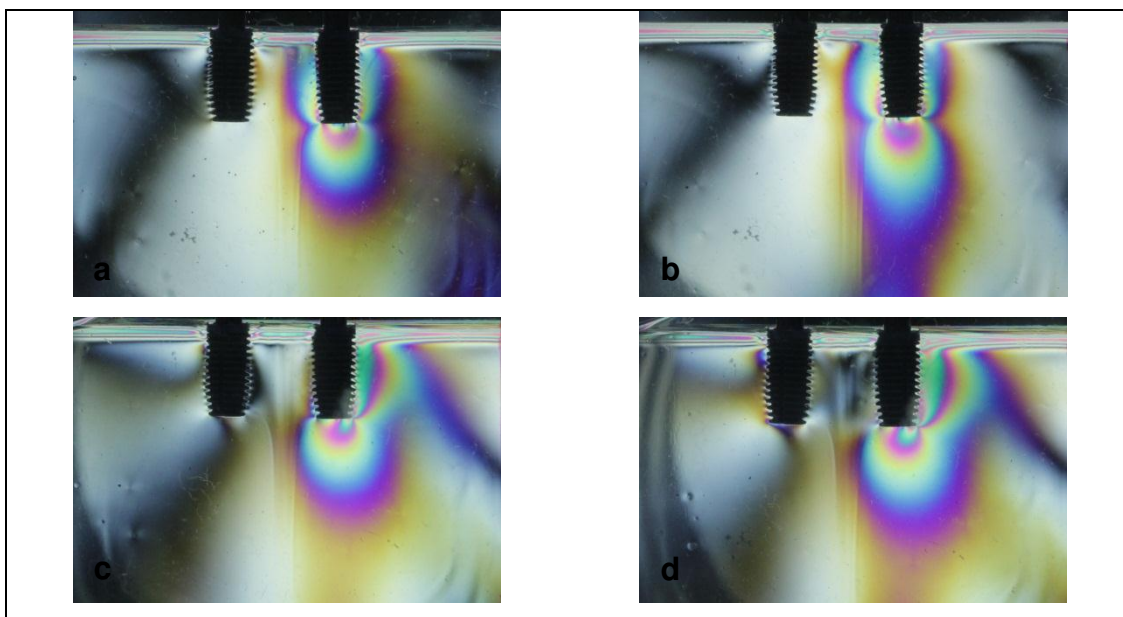


Figura 2- Corpos de prova dos implantes longos do Sistema Bicon® com: a) coroa de 8mm sob carregamento axial; b) coroa de 13 mm sob carregamento axial; c) coroa de 8 mm sob carregamento não axial; d) coroa de 13 mm sob carregamento não axial.

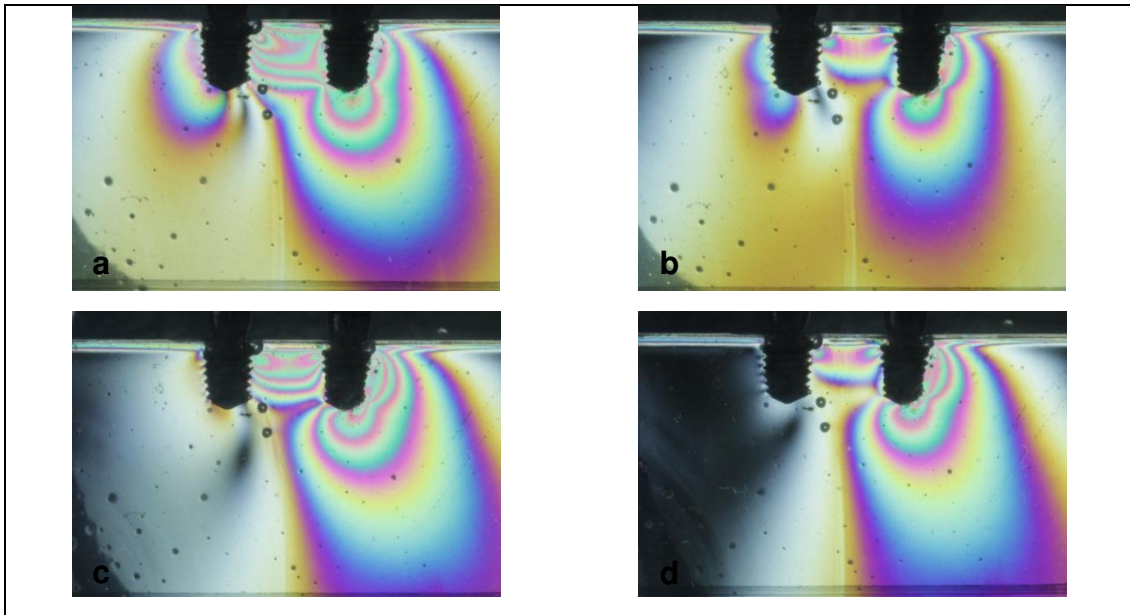


Figura 3- Corpos de prova dos implantes curtos do Sistema Neodent® com: a) coroa de 8mm sob carregamento axial; b) coroa de 13 mm sob carregamento axial; c) coroa de 8 mm sob carregamento não axial; d) coroa de 13 mm sob carregamento não axial.

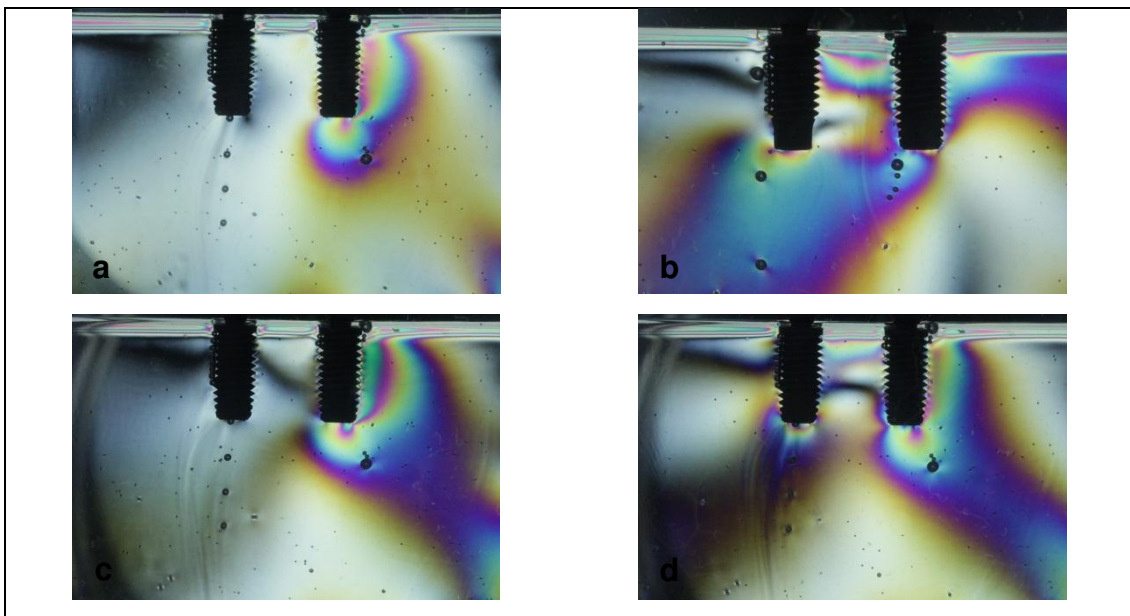


Figura 4- Corpos de prova dos implantes longos do Sistema Neodent® com: a) coroa de 8mm sob carregamento axial; b) coroa de 13 mm sob carregamento axial; c) coroa de 8 mm sob carregamento não axial; d) coroa de 13 mm sob carregamento não axial.

ANEXO - Confirmação de submissão ao periódico *Journal of Oral Implantology*

Dear Mr. Figueiredo,

Your submission entitled "Photoelastic Analysis of Fixed Partial Prosthesis Crown Height and Implant Length on Distribution of Stress in Two Dental Implant Systems" has been assigned the following manuscript number: AAID-JOI-D-13-00086.

You will be able to check on the progress of your paper by logging on to <http://aaid-joiedmgr.com/>.

Thank you for submitting your work to this journal.

Kind regards,

Beverly Lindeen, BA
Managing Editor
Journal of Oral Implantology