



Caroline Hanada Odo

“PHOTOELASTIC ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AROUND EXTERNAL
HEXAGON AND MORSE TAPER IMPLANTS IN DIFFERENT IMMEDIATE
LOADING SYSTEMS”

“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES AO REDOR DE
IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO E CONE MORSE EM DIFERENTES
SISTEMAS DE CARGA IMEDIATA”

Piracicaba

2013



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Caroline Hanada Odo

“PHOTOELASTIC ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AROUND EXTERNAL
HEXAGON AND MORSE TAPER IMPLANTS IN DIFFERENT IMMEDIATE LOADING
SYSTEMS”

Orientador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

“ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES AO REDOR DE
IMPLANTES HEXÁGONO EXTERNO E CONE MORSE EM DIFERENTES SISTEMAS DE
CARGA IMEDIATA”

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área Prótese Dental.

Dissertation presented to the Postgraduation Programme of the Faculty of Dentistry of Piracicaba of the State University of Campinas to obtain the Master grade in Dental Clinic, in Dental Prosthesis.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA
DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA CAROLINE HANADA ODO
E ORIENTADA PELO PROF. DR. MAURO ANTÔNIO DE ARRUDA NÓBILO

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

Od5a Odo, Caroline Hanada, 1987-
Análise elástica da distribuição de tensões ao redor de implantes hexágono externo e cone Morse em diferentes sistemas de carga imediata / Caroline Hanada Odo. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2013.

Orientador: Mauro Antônio de Arruda Nóbilo.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Implantes dentários osseointegrados. 2. Fundição. I. Nóbilo, Mauro Antonio de Arruda, 1965- II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Informações para a Biblioteca Digital

Título em Inglês: Photoelastic analysis of stress distribution around external hexagon and morse taper implants in different immediate loading systems

Palavras-chave em Inglês:

Osseointegrated dental implants

Dental casting technique

Área de concentração: Prótese Dental

Titulação: Mestra em Clínica Odontológica

Banca examinadora:

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo [Orientador]

Rafael Leonardo Xediek Consani

João Neudenir Arioli Filho

Data da defesa: 22-02-2013

Programa de Pós-Graduação: Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Dissertação de Mestrado, em sessão pública realizada em 28 de Fevereiro de 2013, considerou a candidata CAROLINE HANADA ODO aprovada.

Prof. Dr. MAURO ANTONIO DE ARRUDA NÓBILO

Prof. Dr. JOÃO NEUDENIR ARIOLI FILHO

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais Diva Yaeko Hanada Odo e Hélio Massao Odo,
que sempre me apoiaram e incentivaram minhas escolhas sem hesitar.

Ao meu irmão Bruno Massao Hanada Odo que apesar da distância sempre esteve
presente em minha vida.

Agradecimento Especial

Ao meu orientador **Prof. Dr. Mauro Antonio de Arruda Nóbilo** pela oportunidade de realizar este trabalho, pelas experiências adquiridas, pela convivência agradável e pelo conhecimento a mim passado. Muito obrigada!

Agradecimentos

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa do seu diretor **Prof. Dr. Jacks Jorge Junior** e o Diretor Associado **Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia**, pela oportunidade de realizar este trabalho.

À Coordenadoria dos cursos de Pós-Graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, **Prof. Dr. Márcio de Moraes**.

À **Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia**, Coordenadora do Programa de Pós- Graduação, em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp.

À empresa **Conexão Sistema de Próteses**, pelo apoio científico que viabilizou a execução deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita** e **Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques**, docentes do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp. Agradeço pelos momentos de descontração e pelo conhecimento a mim transmitido.

Ao **Prof. Dr. Flávio Baggio Aguiar**, ao **Prof. Dr. Mateus Bertolini F. dos Santos**, à **Profa. Dra. Juliana Maria C. Nuñez Pantoja**, pela honra de terem aceitado fazer parte da minha banca de qualificação e pela importante colaboração neste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Rafael Xediek Consani** e ao **Prof. Dr. João Neudenir Ariolli Filho**, pela honra de terem aceitado fazer parte da minha banca de defesa de tese, pelas colocações e correções sugeridas que engrandeceram minha tese.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Piracaba – Unicamp, **Eduardo Pinez Campos** e **Eliete A.F. Lima Marim** pela assistência e carinho nesse tempo em que passamos juntos.

Aos colegas de pós-graduação do mestrado **Sabrina Alessandra Rodrigues, Mariana Agostinho Rodrigues, Atais Bacchi, Camila Heitor, Giselle Ribeiro, Claudia Brilhante Bhering, Isabella Viera Marques, Marco Aurélio Carvalho, Bruno Zen, Julia Campana, Conrado Caetano, Indira Cavalcanti e Priscilla Lazari**, pela amizade e eterno aprendizado.

Aos colegas de pós-graduação do doutorado **João Paulo Silva Neto, Maira Dayse Moreira Serra e Silva, Brunna Moreira de Farias Pereira, Jessica Mie F.K. Takahashi, Manoela Capla V.S. da Silva, Ana Patrícia F. de Macedo e Leonardo Flores Luthi**. Todos os momentos que passamos juntos foram responsáveis pelo meu crescimento pessoal e intelectual. Só tenho a agradecer pelas informações a mim transmitidas.

Aos amigos de pós-graduação da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, **Thais Mageste, Juliana Nagata e Tiago Rosa**, por todos os momentos em que passamos juntos.

Aos amigos do curso de Odontologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, **Dinael Carvalho Junior, Ana Carolina Horita, Fernanda Chamosa D'Amore, Camila Lemos, Gabriella Lopes de Rezende Barbosa, Daniel Sundfeld, Alex Guilger, Bruno Bueno Silva, Diogo Silva, Bruno Alfredo Micaroni, Lucas Sicca, Paulo Pinho, Waruna Stefaneli Ruy, Amanda Ayub, Cleiton Pita, Larissa Rezende, Mabelle Monteiro e Carolina Ventura**, pelos momentos inesquecíveis que passamos juntos enquanto eu realizava este trabalho. A nossa amizade com certeza será eterna.

Às novas amigadas que fiz em Piracicaba ao longo desses três anos de execução deste trabalho: **Patricia Penati, Camila de Oliveira, Angela Maki e Marina Passarela**.

Às minhas amigas **Izabella Pereira, Cindy Goes Dodo, Thatiana Vicente Leite, Marcele Jardim Pimentel, Gabriela Cassaro e Núbia Pini** por fazerem parte desse trabalho, direta ou indiretamente, me apoiando e auxiliando no que fosse necessário e principalmente por terem sido companheiras quando eu mais precisei. Vocês são mais do que simplesmente amigas, são minhas irmãs!!!! Agradeço em especial à **Marcele Jardim Pimentel** que participou diretamente na elaboração deste trabalho, não tenho palavras para agradecer.

Aos meus amigos **Eduardo Sobral, Paula Taira, Rafael Marin Chiummo e Karina Nami Uehara**, que apesar da distância, se fizeram presentes em minha vida, de uma forma ou de outra. Vocês são e serão meus amigos para sempre.

Às minhas amigas **Thaís Sayuri Motoori, Renata Melo e Milene Mazuchi** pela companhia e muitas risadas.

À minha amiga **Cecília E.K. Lee**, que apesar do pouco tempo, se tornou uma pessoa muito especial para mim.

Às minhas tias **Lucia Hanada, Sumiko Hanada, Shirley Hanada, Marilene Hanada, Maria Olinda Hanada, Meire Hanada, Clara Hanada**. À minha avó **Matsuyo Hanada**. Aos meus tios **Alessandro Menichelli, Waldemir Christino, Ivo Moleiro, José Hanada, Renato Hanada, Ademar Hanada, Alberto Hanada e Daniel Hanada**. Aos meus primos **Cinthy Hanada, Rodolfo Hanada, Marcelo Hanada, Julio Hanada, Rafael Hanada, Renato Hanada, Alessandro Hanada, Izabella Hanada, Beatriz Hanada, Mariana Yuri e Paulo Moreira**, pois sem vocês nada faz sentido em minha vida.

Ao meu tio **Silvio Odo** e minha tia **Rosa Odo**. Aos meus primos **Tatiana Odo, Andrea Odo, Maico Odo** e especialmente à minha avó **Massako Odo**, que sempre me apoiou e incentivou. Amo vocês!

Aos meus avós **Tatsuyo Hanada e Yoshiteru Odo**, vocês fazem falta, adoraria que estivessem aqui presentes.

Ao meu namorado **José Aziz Raimundo Neto**, uma pessoa maravilhosa que sempre me apoiou em todas as decisões e sempre esteve ao meu lado para

incentivar, ouvir, opinar ou consolar, independente de qualquer coisa. Muito obrigada! Te Amo!

Epígrafe

“Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades,
lembrai-vos de que as grandes coisas do homem
foram conquistadas do que parecia impossível.”

Charles Chaplin

RESUMO

Dentre diversos fatores que determinam o sucesso da osseointegração e da reabilitação protética, a biomecânica se destaca como fator fundamental. Utilizando a técnica da fotoelasticidade, o objetivo neste estudo foi avaliar as tensões geradas ao redor de implantes cone morse e hexágono externo osseointegrados após carregamento distal em diferentes técnicas de carga imediata: barra distal, fundição e solda a Laser. Três infraestruturas similares (uma para cada técnica) foram confeccionadas, sobre uma matriz metálica simulando um arco mandibular edêntulo. Cinco implantes foram dispostos de maneira a simular a distribuição clínica para protocolo inferior convencional. Análogos de mini pilares foram fixados na matriz metálica e após procedimento de transferência e obtenção de modelo em gesso especial, foram confeccionadas as infraestruturas protéticas. Estas foram utilizadas em novo procedimento de transferência e posteriormente, instaladas em modelo fotoelástico confeccionado com resina epóxi flexível (GIV, Polipox Indústria e Comércio Ltda – São Paulo – SP - Brasil). Foi realizado um carregamento pontual de 4,9N na região de primeiro molar inferior direito e, posteriormente primeiro molar inferior esquerdo. Foram avaliados cinco pontos pré-determinados ao longo do implante e as imagens foram analisadas no programa Fringes® de maneira qualitativa e quantitativa através da verificação das ordens de franjas ao redor dos implantes osseointegrados. A média dos valores foram submetidas à análise de variância para dados com dois fatores de estudo, seguidos pelo teste de Tukey para comparação entre as médias. Os resultados não apresentaram diferença significativa entre as infraestruturas, porém apresentou diferença significativa entre os tipos de conexões. A partir dos resultados obtidos conclui-se que não há diferença na distribuição de tensão entre as técnicas de obtenção de infraestruturas, porém quando observados os tipos de conexão, o implante Cone Morse apresentou melhores resultados em relação à distribuição de tensão.

Palavras-chave: Implantes Dentários, Barra Distal, Técnica de fundição odontológica, Soldagem em odontologia, Análise Fotoelástica.

Abstract

The objective of this study was to evaluate the stresses generated around morse taper and external hexagon osseointegrated implants after distal loading in different immediate loading techniques: distal bar, casting and laser welding. Three similar infrastructures (one for each technique) were fabricated on a metal matrix simulating an edentulous mandible arch. Five implants were arranged to simulate the clinical distribution of conventional lower protocol. Analogs of the implants were fixed in a metal matrix and a transfer procedure was made. After obtaining a special plaster model, the prosthetic infrastructures were fabricated. These were used on a new transfer procedure and subsequently installed in a photoelastic model made with flexible epoxy resin (GIV Polipox Industry and Commerce Ltd - São Paulo - SP - Brazil). A load application of 4.9N was performed at the region of lower right first molar and subsequently lower left first molar. Five predetermined points along the implant were evaluated and the images were analyzed in Fringes ® program in qualitative and quantitative way by checking the orders of the fringes around the dental implants. The mean values were statistically analyzed using a 2-Way analysis of variance and Tukey test. The results showed no significant difference between the infrastructure obtaining techniques, but significant difference was seen between the type of connection. From the results obtained it is concluded that the Morse taper implant showed better results in terms of stress distribution.

Key words: Dental implants, Distal Bar, Dental Casting Technique, Dental Soldering, Photoelastic Analysis.

Sumário

Introdução.....	01
Capítulo 1: Photoelastic Analysis of the stress distribution around External Hexagon and Morse taper implants in different systems of immediate loading.....	05
Conclusão.....	22
Referências.....	23
Apêndice	
1- Detalhamento da Metodologia.....	27
2- Detalhamento dos Resultados.....	40
Anexo	
1- Termo de Submissão.....	45

INTRODUÇÃO

Há mais de três décadas, a utilização de implantes para reabilitações protéticas tem sido descrita na literatura (Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981) demonstrando resultados satisfatórios. Dentre diversos fatores que determinam o sucesso da osseointegração e da prótese instalada, a biomecânica destaca-se pelo seu papel na adaptação dos tecidos bucais à nova condição protética e na capacidade da prótese em lidar com as forças oriundas da mastigação.

Diferentemente do elemento dental, os implantes osseointegrados estão rigidamente unidos ao osso circundante, com sua movimentação limitada à resiliência deste osso, com isso, toda a tensão suportada pela prótese, será diretamente transferida ao osso periimplantar (Skalak, 1983; Sahin *et al.*, 2001; Abduo *et al.*, 2010). É fundamental para o sucesso de próteses implantossuportadas a relação de passividade e distribuição de cargas oclusais entre implantes (Branemark *et al.*, 1977; Skalak, 1983; Weinberg *et al.*, 1993), evitando a transferência de carga desigual ao implante e deste ao osso adjacente o que pode ultrapassar o limite fisiológico e provocar falha na osseointegração (Kenney *et al.*, 1998).

Muitas complicações podem ocorrer após a fase de reabilitação protética, onde os implantes são colocados em função na cavidade bucal (Lindquist *et al.*, 1988). Dentre as complicações tem sido citado o afrouxamento do parafuso do pilar protético, da prótese, fratura do material de revestimento, dos parafusos, podendo chegar até a comprometer a osseointegração (Schwarz *et al.*, 2000). Relata-se que o osso, comparado a outros materiais estudados, possui pouca resistência à fadiga. Entretanto pequenos danos ocorrendo diariamente no osso poderiam funcionar como um estímulo constante ao mesmo através do processo de remodelação óssea. O dano acaba por ser significativo quando a remodelação óssea não compensa o estímulo danoso inicial (Hansson *et al.*, 2003).

Trabalhos sobre reabilitação protética tipo protocolo e carga imediata enfatizam que os implantes devem ser esplintados por meio de barras metálicas rígidas com assentamento passivo, evitando micro movimentações que possam induzir tensões desfavoráveis entre o osso e o implante, implicando em reabsorções

ósseas e consequente falha dos mesmos (Branemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Skalak, 1983; Jemt *et al.*, 1991; Weinberg, 1993; Ortop *et al.*, 1999).

Segundo Sahin e Cehreli (2001), a passividade em infraestruturas é um dos maiores desafios para a confecção de uma prótese que garanta a longevidade do tratamento. Procedimentos clínicos e laboratoriais, inerentes à confecção de uma prótese tipo protocolo, dificultam a confecção de uma prótese passiva, pois distorções podem ocorrer em todas as etapas (Naconecy *et al.*, 2004). Além disso, é difícil prever a distorção que ocorrerá durante o processo de fundição de uma infraestrutura, devido aos diferentes coeficientes térmicos e volume dos materiais utilizados neste procedimento (Helldén e Dérand, 1998).

Este é um tópico amplamente discutido na literatura, onde a fundição de peças em monobloco podem gerar desadaptações inerentes à técnica (Rangert *et al.*, 1989; Jemt, 1998) induzindo tensão sobre o sistema protético, que resultam, à longo prazo, em fadiga cíclica com possível falha da reabilitação oral e dos implantes. Alternativas sugerem a utilização do procedimento de soldagem a Laser (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) para correção de discrepâncias presentes na infraestrutura metálica em monobloco (McCartney e Doug, 1993; Damaceno *et al.*, 2007), que apesar de apresentarem melhor adaptação aos pilares podem não apresentar a mesma resistência mecânica, em braços suspensos, quando comparadas às infraestruturas fundidas em monobloco (Sjogren *et al.*, 1988; Souza *et al.*, 2000; Baboni, 2005). Além disso, sistemas provisórios livre de metal, representados pela barra distal onde infraestrutura metálica é substituída por componentes que possuem uma extensão no sentido horizontal posicionados nos implantes distais para suspensão do cantilever, associada à resina acrílica (Lazzara *et al.*, 2004) .

Este sistema para próteses provisórias imediatas proporciona vantagens como praticidade da técnica, baixo custo e reduzido tempo clínico, propiciando maior satisfação ao paciente e minimizando problemas funcionais e psicológicos (Misch, 2004; Nary *et al.*, 2004).

Estudo comparativo de seis meses de acompanhamento mostrou índice de sucesso semelhante (98,9%) para implantes e próteses submetidas à carga imediata, confeccionadas sobre cilindros pré-fabricados com e sem infraestrutura

metálica (Testori *et al.*,2003). Entretanto pouco se sabe a respeito da influência isolada do tipo de barra no comportamento de distribuição de tensão.

Em relação aos tipos de conexão, o termo Cone Morse originou-se na indústria de ferramentas mecânicas, que designa um mecanismo de encaixe, na qual dois elementos desenvolvem uma ação resultante em contato íntimo com fricção, quando um elemento “macho” cônico é instalado em uma “fêmea” também cônica.

Conforme as propriedades mecânicas de cada material, determina-se o ângulo Cone Morse, onde existe uma relação entre os valores do ângulo e o atrito entre as peças. Esse é um mecanismo de encaixe bicônico, em que a efetividade é significativamente aumentada devido à pré-carga gerada pelas superfícies de contato, do cone interno ao implante e do parafuso do intermediário, resultando em controle, estabilidade e manutenção do torque (Perriard *et al.*, 2002; Bozcaya *et al.*, 2003).

Testes mecânicos em ambiente laboratorial de implantes com junções cônicas interna ou Cone Morse têm apresentado excelentes resultados quanto à estabilidade do componente protético (Perriard *et al.*, 2002; Kitagawa *et al.*, 2005; Erneklint *et al.*, 2006). Cálculos analíticos sobre diferentes parâmetros de implantes com junção interna Cone Morse mostram que este tipo de interface, poderia resultar em grande retenção e estabilidade da prótese (Perriard *et al.*, 2002; Sahin *et al.*, 2002, Akour *et al.*, 2005; Maeda *et al.*, 2007).

É necessário que a instalação do implante Cone Morse respeite algumas características, para que a vantagem biológica desse tipo de interface possa ser manifestada. A instalação dos implantes Cone Morse deve ser, pelo menos, de 1 a 2mm intra-ósseo. Visando otimizar e facilitar a manutenção dos tecidos que circundam o terço cervical do implante. Considerações como essas, trazem como consequência pequenas modificações do protocolo original ad modum Branemark.

Em casos onde a estética não se faz essencial e há ausência de altura óssea, pode-se instalar o implante ao nível de crista óssea, porém se a quantidade de tecido gengival não for suficiente, poderá ocorrer exposição de metal do sistema de retenção.

Um fator importante acrescentado ao implante Cone Morse é a presença de roscas até a região próxima ao topo do implante. Estudos relatam que a perda óssea periimplantar ou saucerização se estabiliza e para, normalmente, nas primeiras roscas dos implantes osseointegrados rosqueados (Malevez *et al.*, 1996).

Os fatores biomecânicos, como o comportamento das tensões nos corpos são imprescindíveis para prever ou determinar qual configuração de tratamento apresenta o comportamento mais desejável. Isto influencia a longevidade dos tratamentos bem como possibilita um mapeamento das possíveis fontes de falhas, chegando a sugerir alternativas de tratamento mais indicadas para cada situação. Aplica-se a este contexto, o estudo da distribuição das tensões ao redor dos implantes para as diferentes opções de tratamento com utilização de barras confeccionadas em monobloco, por soldagem a laser ou utilizando componentes protéticos com barra distal, levando-se ainda em consideração o tipo de conexão associada a esta estrutura, hexágono externo e cone-morse.

Capítulo 1

Stress distribution analysis in External Hexagon and Morse taper implants in different systems of immediate loading: distal bar, casting technique and laser welding

Abstract

The aim of this study was to evaluate the stress distribution around external hex and morse taper implants with different systems of immediate loading: distal bar, casting technique and laser welding. Three infrastructures were fabricated on a model simulating an edentulous lower jaw. The samples were divided into six groups: GI: five external hex implants (EH) with distal bar (DB) (Connection Prosthesis Systems - Aruja - Sao Paulo - Brazil); GII: EH implants with titanium casting technique (CT) infrastructure; GIII: EH implants with titanium infrastructure attached by laser welding (LW) (Laser Desktop - Dentaurum - Germany); GIV: Morse taper (MT) implants with DB; GV: TCT infrastructure with MT implants and GVI: LW infrastructure with MT implants. External hexagon and Morse taper implants with regular diameter of 4.1 mm by 13.0 mm (Connection Prosthesis Systems - Aruja - Sao Paulo - Brazil) were arranged to simulate the clinical distribution of conventional lower protocols. After the fabrication of the infrastructures, these were installed in a photoelastic model made of Polipox GIV resin (Polipox Industry and Commerce Ltd. - Sao Paulo - SP - Brazil) and then a loading of 4.9N was applied at the right cantilever and subsequently at the left. The photoelastic model was positioned in a circular polariscope machine attached to a digital camera. Five pre-determined points were analyzed by Fringes®. The results showed meaningful difference between the type of connection and no meaningful difference between the techniques used for infrastructure fabrication. According to the results it was concluded that the best distributions of axial forces was given by the MT implants regardless the infrastructure used for immediate loading.

Keywords: Dental Implants, Distal Bar, Dental Casting Technique, Dental Soldering, Photoelastic Analysis.

INTRODUCTION

Titanium implants have been widely used in the rehabilitation of fully and partially edentulous individuals due to the advantages which are offered by their mechanical properties and excellent bone anchorage known as osseointegration, which is considered essential to the success of implant therapy¹. The osseointegration can be compromised if a directed or concentrated overload in the perimplant region occurs. For this, a good fit between the implant and the prosthesis is imperative^{2,3}. The need for a relation of passivity and the proper distribution of occlusal loads among implants, prosthetic components and bone tissue is essential to the success of implant-supported prostheses^{4,5,6}.

Full arch rehabilitations in complete dental arch are the ones which offers the greatest risk of an inadequate adaptation, due to their extension. The largest number of implants and the curve shape of the piece can induce higher values of misfit. Although this kind of prosthesis has been used for many years and has been offering a good predictability in its results⁷. The matter of tension induction is something which must always be considered in these types of rehabilitations.

The techniques of infrastructure manufacture and impression are essential to ensure a fair representation of the position of the implants and to get a close passive adjustment of the parts as best as possible. Among the methods which can be applied in order to improve adaptation, there is the laser welding method. This method holds a series of studies which aim at trying to minimize the foundry distortions of cast infrastructure in monoblocks since its first applications in dentistry^{2,3,8}. Much has being discussed concerning the welding reinforced bars and cast bars, about the passivity which is reached after the building of these parts, as well as about which of these would induce less tension to the bone tissue. Despite this, there are no studies which aim to evaluate the isolated influence of the type of bar in the stress distribution to the perimplant tissue.

The IOL DIEM system (3i Implant Innovation-USA) was introduced as an alternative to a provisional rehabilitation treatment for presenting as main innovation the absence of metallic infrastructure⁹ as an attempt to reduce tension during the implant healing phase. This system is made up of cylinders with distal extensions to support the cantilever while the whole piece is made of resin. This system presents some advantages such as: it is a practical technique, it has a low cost and reduced clinical time what provides greater satisfaction to the patient and minimizes the functional and psychological problems which have been once faced by the patients who had been submitted to the conventional technique before, arising a great clinical interest^{10,11}. It was observed a high success rate (98.9%) for prostheses of this kind, under immediate loading, even in the absence of metallic infrastructure¹².

Another relevant aspect which has been discussed in the literature is the type of the prosthetic connection in the tension distribution. It is suggested that the internal Morse-taper type of connection shows a better embracement between the implant and the pillar faces, increasing the contact area of these bodies as compared to the external hexagon. It is suggested that this conformation brings about biomechanical improvements which reduce the stress index in the perimplant tissue^{13,14,15}.

Thus, this study aims to evaluate, through the photoelastic method, the influence of the type of bar (distal bar, casting technique and laser welding) and the type of connection (external hexagon and morse taper) in the tension distribution in the perimplant region after the cantilever loading.

MATERIALS AND METHODS

Two polished half-moon shaped matrices were made in 35 mm x 60 mm x 20 mm dimensions. In the perforations, Micro Unit® abutments (Connection Prosthesis Systems - Aruja - Sao Paulo - Brazil) analogs with 4.1 mm diameter were installed, in the following disposition: two in the first premolars region (A and E), two

in the canine region (B and D) and one in the central and prior region of the matrix (C), being this disposition recommended by one of the classical Branemark protocols, which simulates a real clinic situation for the building of an inferior protocol prosthesis (Figure 1). The matrices helped in the building of the bars and were also used to obtain the molds to the photoelastic models.

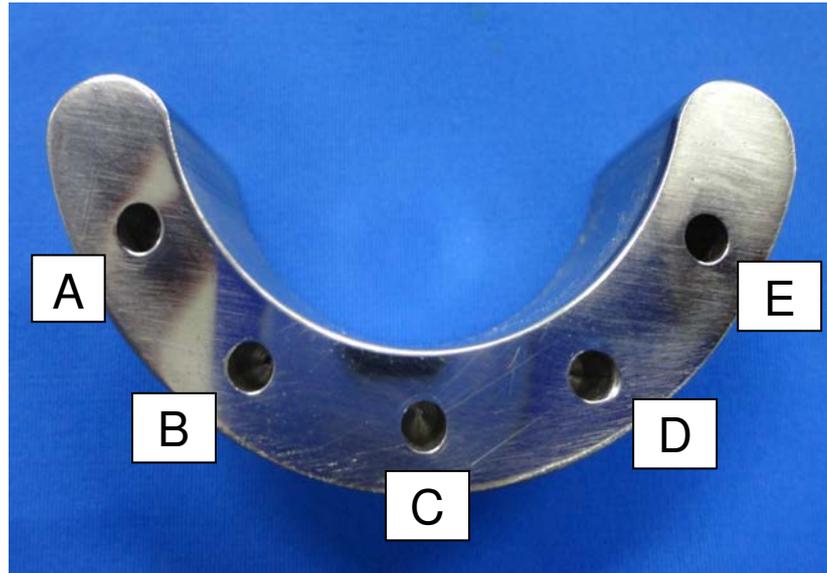


Figure 1 – Metallic Matrix and the position of the implants.

Metallic matrices were used for the making of the model in photoelastic resin and, upon them, the infrastructures were fitted. The entire set was coated by blue silicon ASB – 10 (Polipox Industry and Commerce Ltd. – Sao Paulo – Brazil), obtaining the silicon mold for the photoelastic molds making.

External Hexagon Master Porous® Implants of a regular platform of 4.1 mm and 13 mm length (Connection Prosthesis Systems - Aruja - Sao Paulo - Brazil) and Morse taper Ar-Morse Porous® implants (Connection Prosthesis Systems - Aruja - Sao Paulo - Brazil) with the same dimensions were screwed to their respective abutments. This set was screwed to the included bar in the mold ensuring a complete passivity of the bar to the final model, since the implants have been placed according to the bar which had already been built.

The flexible photoelastic resin Epoxi IV (Polipox Industry and Commerce Ltd. – Sao 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, being obtained, thus, a stress-free model, appropriate for the photoelastic analyses (Figure 2).

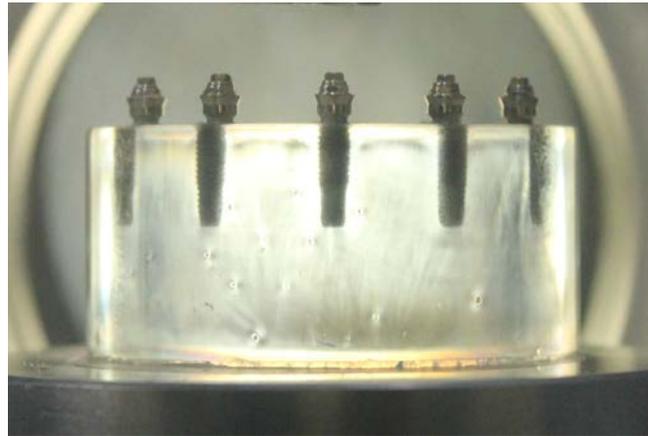


Figure 2 - Stress-free photoelastic model.

PHOTOELASTIC ANALYSIS

In order to perform the analysis of the stress induction in the mandibular photoelastic model, the infrastructures were adapted in photoelastic model with a 10Ncm torque, from the central pillar to the ends, in the following fastening sequence: screws C,B,D,A,E¹⁶.

After the final placement of the structures, all the models were taken to the polariscope to confirm the absence of stress induction by the adaptation. In order to ensure a standardization of the load made upon the infrastructures, grooves were made at the cantilever region.

A loading of 4.9N was performed at the cantilever region, first on the right side and then on the left. This weak load was chosen because of the aim of this study which is only a comparison between the infrastructures and the limitation of the Fringes® program reading higher loadings.

For a quantitative analysis, five points around the implants were predetermined, as in Figure 3 in which the shear stress values were also determined.

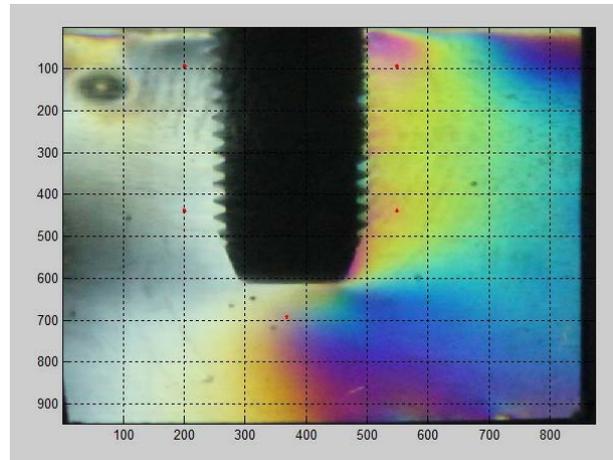


Figure 3 - Representation of the points to be analyzed Fringes®.

The photoelastic analysis which was used for this experiment was the quasi-tridimensional one, performed with the aid of a Circular Polariscope that enabled the visualization of the development of the fringes and the registration of the images in digital photographs Cannon EOS KISS X5 (Cannon USA, Inc. - New York - USA).

For each image, the isochromatic patterns orders of fringes (N) and the direction of the stress propagation were determined, using the scale of colors of the photoelastic resin which was used in the study (Figure 4). The stress shear was given by the program Fringes®, in MATLAB platform of LPM / FEMEC /UFU.

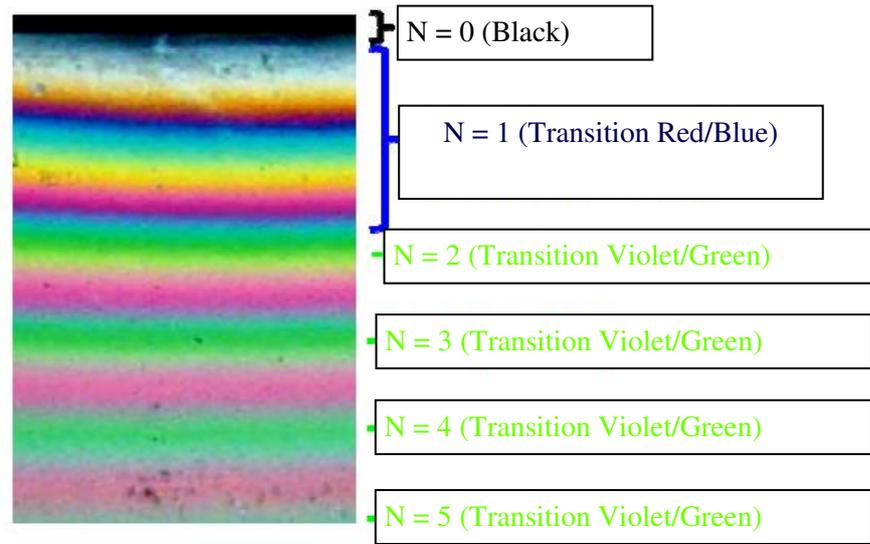


Figure 4 - Visualization of the colors of the whole fringe orders (N) and its transitions¹⁷.

STATISTIC ANALYSIS

From predetermined points, maximum shear stress was obtained and the average results were submitted to statistic analyses (SAS version 9.1 – The SAS Institute, Cary, NC/USA). For the comparison of the shear stress in all the performed comparisons, the results were submitted to a varying analysis for the data with two study factors (ANOVA 2-WAY), followed by the Tukey test for the comparison among the averages ($p = 0.05$).

RESULTS

After the loading in the first molar region it was possible to notice that the distribution of the tensions was higher in the images of the loaded implants and of the adjacent implants, predominantly in more elevated fringe orders, ranging between N=1 and N=4. It was observed that the farther from the loading, the lower the fringe order in the images of the implants were, representing an N=0 fringe order. That explains why just implants A and B were quantitatively analyzed (Figures 5 to 12).

Implant A/E

Table 1 shows the values of the averages and the standard deviation between the points in terms of shear stress for each technique in the infrastructure building (Distal Bar, Casting Technique and Laser Welding) in implant A/E region (closer to the distal loading). This table also shows the comparison of the averages and the standard deviation between the connection systems (External Hexagon and Morse Taper).

Table 1. Average (Standard Deviation) of the shear stress (Kgf) in the implant closest to the distal loading due to the technique of infrastructure building and the connection used.

	EH	MT
Distal Bar	47,94 (\pm 1,74) A,a	41,93 (\pm 1,57) B,a
Casting technique	44,90 (\pm 4,54) A,a	43,07 (\pm 0,92) A,a
Laser welding	49,28 (\pm 3,96) A,a	39,37 (\pm 1,58) B,a

Capital letters represent differences among the connections (lines). Small letters represent differences among the bar types (columns).

It was observed that there was no significant difference between the techniques of infrastructure manufacture but the DB and LW infrastructures had the tension lowered when associated to the MT implant while the CT infrastructure had similar results when changing the connection.

The Morse taper implants have presented smaller tension values in the perimplant area with a meaningful difference among the connections: EH (47.37) x MT (41.46), $p = 0.0001$.

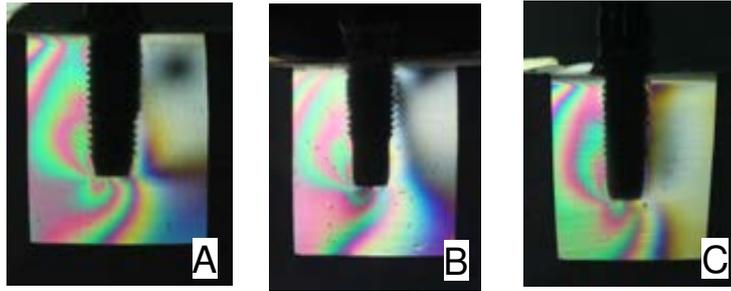


Figure 5 A, B and C - Right side load in External Hexagon: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

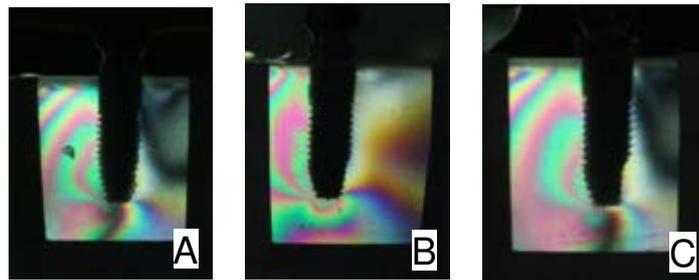


Figure 6 A, B and C - Right side load in Morse Taper: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

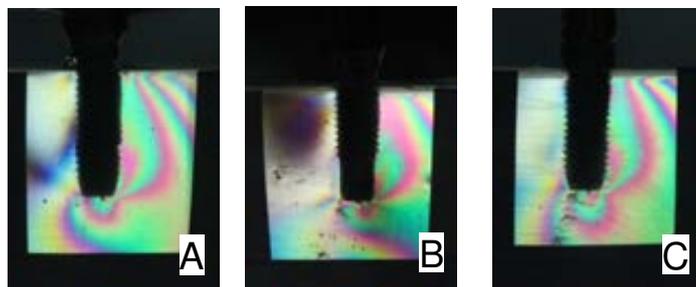


Figure 7 A, B and C - Left side load in External Hexagon Implants: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

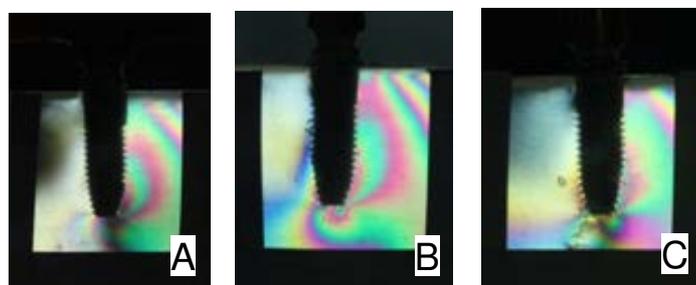


Figure 8 A, B and C - Left side load in External Hexagon Implants: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

Implant B/D

Table 2 shows the values of the averages and the standard deviation among the points concerning the stress for each of the infrastructure building technique (Distal Bar, Casting Technique and Laser Welding) in the implant region adjacent to the closest implant to the distal loading with both types of connections.

Table 2. Average (Standard Deviation) of the shear stress (Kgf) in the implant adjacent to the closest implant to the distal loading concerning the infrastructure building technique and the connection used.

	EH	MT
Distal Bar	13,12 (± 2,00) A,a	8,54 (± 1,48) B,a
Casting Technique	12,39 (± 0,31) A,a	12,51 (±1,27) A,b
Laser welding	12,40 (±0,96) A,a	8,72 (± 0,87) B,a

Capital letters represent differences among the connections (lines). Small letters represent differences among the bar types (columns).

It was observed that there was a significant difference between the infrastructure manufacture and presenting similar results to Table 1, the CT has not been influenced by the type of connection. But the association of the LW and DB to the Morse taper implants reduced the tension values around the implant. It was observed meaningful difference among the connections. The difference among the connections was: EH (12.67) x MT (9.88), $p = 0.0001$.

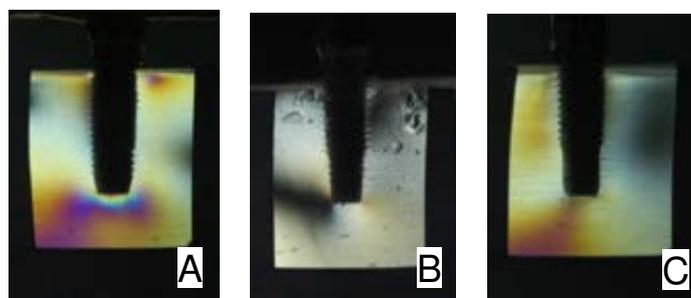


Figure 9 A, B and C - Right side load in External Hexagon Implants: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

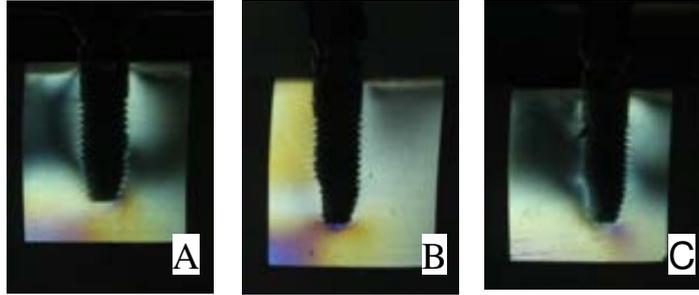


Figure 10 A, B and C - Right side load in Morse Taper Implants: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

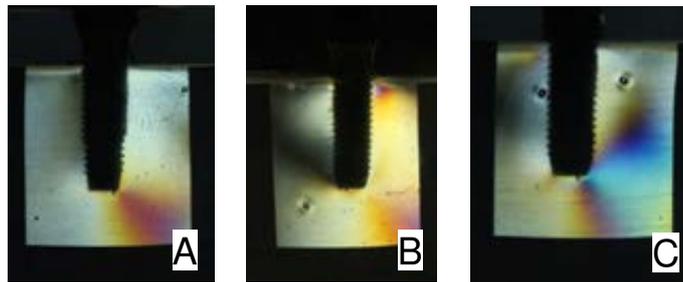


Figure 11 A, B and C - Left side load in External Hexagon Implants: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

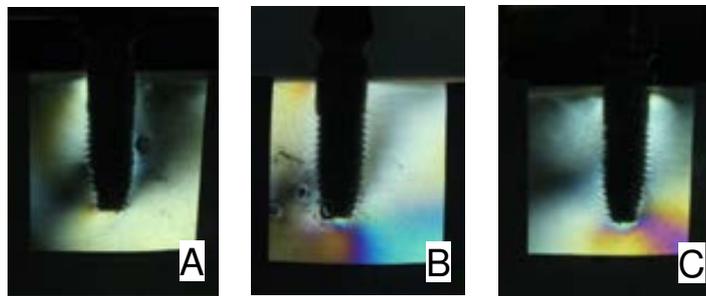


Figure 12 A, B and C - Left side load in Morse Taper Implants: (A) Distal Bar; (B) Casting Technique; (C) Laser welding.

DISCUSSION

In dentistry, studies using photoelasticity as a technique of analysis of the tensions in general consist of presenting the values of the fringe order¹⁸, i.e., they are mere qualitative analyses which do not show the values of maximum shearing stress itself. When establishing these values, it is possible to present numerical values in terms of statistics that makes possible the estimate of values of tension around an implant¹⁷, allowing a quantitative comparison. Yet it also favors a

comparison with other works being these results, however, approximate due to the limitation of the photoelastic method. In literature, it is suggested that the maximum shearing stress values prove to be the best data for bone-implant interface analysis¹⁹.

Analyzing the results of the shearing tensions for the techniques of infrastructure manufacture in implant A/E, it was observed that there has been no statistical difference among the techniques being the bar type indifferent. This may have happened due to the total passivity reached with the technique described since these implants were positioned in function of the bar. Clinically, this passivity may favor either one or another technique of infrastructure manufacture . This maneuver was essential for isolating the study factor.

Despite the absence of any meaningful difference among the techniques of the infrastructures manufacture, it may be observed that the connection type was statistically meaningful since the association of the bars to the Morse Taper connection reduced the tension values (Table 1). In the isolated comparison, such a difference was present to the DB and the LW infrastructures. It was point out that the CT infrastructure presented results statistically equal for both connections what suggests a smaller influence of the connection type. However, both the DB and the LW bar presented different behaviors when compared the types of connections, reducing the tension values in a significant way when associated to the Morse connection.

Analysing the MT implant, studies show that these have been presenting excellent prosthetic stability^{18,13,20}. Besides this, analytical calculations on different parameters of implants with inner joint show that this kind of interface could result in big retention and stability of the prosthesis^{13,21}. In general, inner joints have shown better mechanical results coming to the mechanical stability of the joint when compared to outer joins^{13,14,15}.

This may occur because of the design of these implants. Composed by two elements that develop an action of intimate contact with friction when a “male” cone element is installed in a “female” cone element. These is a biconical fitting mechanism, where effectiveness is significantly increased due to the preload

generated by contact surfaces, the inner cone and the intermediary screw resulting in control, stability and maintenance of torque^{22,23}.

These results show that the inner joint MT had a better performance on more satisfactory biomechanical behavior, reducing the levels of tension at the perimplant region. This could explain the outcomes observed.

For implants B/D, adjacent to the implant closest to the distal loading, the CT infrastructure maintained the behavior among the different kinds of connection not showing to be so influenced by the change in connection while both the DB and the LW presented a meaningful reduction on the tension values when associated to the Morse taper connection. The results observed in implant B/D reflect the levels of tension found in implant A/E, considering that in the implant A/E the CT infrastructure associated with MT presented higher tension values, as shown on Table 1. The connection type was crucial to the reduction of the tension values in the perimplant region.

Implants C and the adjacents far from the load were not analyzed because in qualitative terms they did not present fringe formations. This may be due to the maximum passivity of the structures resulting from the technique used and from the concentration of tensions beside the loading²⁴, a fact that according to some authors occurs in the presence of cantilever which provokes an increase of the tensions in the implants closest to it, because of the production of a lever system class I, which changes the direction and magnitude of the strengths applied to the pillars^{5,6}. It was evaluated present forces in total fixed dentures under occlusal loading. The authors have also noticed that the loading on the suspension arms had a hinge effect inducing considerable compressive forces on the implants adjacent to the force application places²⁵.

Yet coming to the tension standards, the groups presented, in general, a higher concentration of tensions on the region of the medial and apical thirds of the implants, being these standards similar to those found by several authors^{18,26,27}. This outcome was produced probably due to the loading application way, that is, in the axial direction.

However, it shall be pointed out that some important aspects have not been approached in the present study being these influential on the biomechanical

behavior of the prosthetic infrastructures, such as: chewing frequency, resistance to vertical and horizontal misfit, the quantity and arrangement of implants, bone quality around these, among others²⁸. Being, thus, any extrapolation to the clinical approach considered premature, considering that this “in vitro” research is not allowed to cover the aspects mentioned above.

CONCLUSION

Based on the results collected it may be concluded that:

1. The higher order of fringe was found around the loaded and adjacent implants and as further from the loading, no order of fringe was observed.
2. The standard of the tension distribution around the implants was similar.
3. The Morse Taper connection reduced meaningfully the stress values around the implants for the Distal Bar and Laser Welding infrastructures.
4. The casting technique infrastructure presented the most stable results among the different kinds of connection.

Acknowledgements

The autors acknowledge Connection Prosthesis Systems - Aruja - Sao Paulo - Brazil for the grant of the products used in this research.

REFERENCES

1. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Ruetgeberg FA. Examination of the implant–abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent* 2001;85: 268-75
2. Wee AG, Aquilino SA, Scheneider RL. Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: A review of the literature. *Int J Prosthodont*. 1999; 12(2): 167-178.

3. Clelland NL, Van Putten MC. Comparison of strains produced in a bone stimulant between conventional cast and resin-luted implant frameworks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997; 12(6): 793- 99.
4. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977; 16: 1- 132.
5. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. *Prosthet Dent*. 1983; 49(6): 843-848.
6. Weinberg LA. The Biomechanics of force distribution in implant supporting protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1993; 8(1): 19-31. 99; 12(2): 167-78.
7. De Bruyn H, Collaert B. Early loading of machined-surface Brånemark implants in completely edentulous mandibles: healed bone versus fresh extraction sites. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2002; 4(3):136- 42.
8. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: Máster cast verification, corrected dast guide, and analog transfer template for implant-supported protheses. *J Prosthet Dent* 1994;71:197-200.
9. Lazzara RJ, Testori T, Meltzer A, Misch C, Porter S, Del Castillo R et al. Immediate occlusal loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. *Pract Proced Aesthet Dent*. 2004; 16(4): 3-15.
10. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: the denture conversion technique. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004; 62(9): 106-15.
11. Nary HF, Francischone JR, Cunha HA, Francischone CE, Sartori IA, Nary PE. Sistema IOL de prótese provisória em protocolo inferior com carga imediata. *Implant News*. 2004; 1(3): 209-16.
12. Gordon TE, Smith DL. Laser welding of protheses – an initial report. *J Prosthet Dent*. 1970; 24(4): 472-6.
13. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2005; 75B:457-463.

14. Lang LA, Knag B, Wang R-F, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003; 90:539-46.
15. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005; 1:77-81.
16. Kleine A. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implanto-suportadas obtidas pelas técnicas dos cilindros cimentados ou soldados a laser [tese]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2006.
17. Bernardes SR. Análise de tensões em implantes tipo hexágono externo, hexágono interno, cônico interno e peça única utilizando a fotoelasticidade [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia / Faculdade de Odontologia; 2004.
18. Cehreli M, Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res.* 2004;15(2): 249-57.
19. Hansson S. The implant neck: smooth or provided with retention elements. A biomechanical approach. *Clin Oral Impl Res.* 1999; 10: 394-405.
20. Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:733-7.
21. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; 1:75–78.
22. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:542-549.
23. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36 (11): 1649-1658.
24. Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthetic Dent.* 1996; 75(3): 285-91.

25. Duyck J. Magnitude and distribution of occlusal forces on oral implants supporting fixed prostheses: an in vivo study. *Clin Oral Implant Res.* 2000, 5(11):465- 76.
26. 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.
27. Brunsk JB, Skalak R. Biomechanics of osseointegration and dental. In: Naert I, Steenberg DV, Worthington P. *Osseointegration in oral rehabilitation.* London: Quintessence; 1993. cap.7, p.133-56.
28. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Implant Dent.* 2002; 30 (78): 271-82.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo e baseado nos resultados obtidos, analisados e discutidos, pode-se concluir que:

1. A distribuição das tensões foi maior nas imagens dos implantes carregados e dos implantes adjacentes ao carregamento. Conforme se afasta do carregamento, não foram observadas ordens de franjas.
2. O padrão de distribuição das tensões ao redor dos implantes foi semelhante entre as mesmas.
3. A conexão do tipo Cone Morse, apesar de apresentar a mesma variação de ordens de franjas, apresentou melhor distribuição das tensões após o carregamento distal para as infraestruturas com Barra Distal e Soldadas a Laser.
4. A infraestrutura fundida apresentou resultados mais estáveis quando comparada entre os tipos de conexão.

REFERÊNCIAS¹

1. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010; 25:506-515.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*. 1981 Dec; 10(6): 387-416.
3. Akour SN, Fayyad MA, Nayfeh JF. Finite element analyses of two antirotational designs of implant fixtures. *Implant Dent* 2005; 1:77-81.
4. Baboni CR. Análise fotoelástica de infra-estruturas implantossuportadas fundidas em monobloco e soldadas a laser antes e depois da aplicação da eletroerosão [dissertação]. Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
5. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interface fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36 (11): 1649-1658.
6. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977; 16: 1-132.
7. Damasceno ARD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões induzidas por infra-estruturas implantossuportadas após soldagem a laser ou retificação de cilindros. [dissertação] . Piracicaba: UNICAMP/FOP; 2005.
8. Erneklint C, Ödman P, Örtengren U, Karlsson S. An in vitro load evaluation of a conical implant system with 2 different designs and 3 different retaining-screw alloys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006; 21:733-737.

¹ De acordo com a norma da FOP/UNICAMP, baseada na forma do International Committee of Medical Journal Editors - Group Vancouver. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com o Medline.

9. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2003 Jun; 14(3): 286-293.
10. Helldèn LB, Dérand T. Description and evaluation of a simplified method to achieve passive fit between cast titanium frameworks and implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998; 13: 190-196.
11. Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively inserted fixed supported by Branemark implants in edentulous jaws: a study of treatment from the time of prosthesis placement to the first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1991; 6(3): 270-276.
12. Jemt T, Bergendal B, Arvisson K, Bergendal T, Karlsson U, Linden B et al. Laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous maxilla: a 2-year prospective multicenter study. *Int J Prosth.* 1998; 11(6): 551-557.
13. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant retained overdentures. *J Prosthet Dent.* 1998; 80(5): 559-564.
14. Kitagawa T, Tanimoto Y, Odaki M, Nemoto K, Aida M. Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental system. *J Biomed Mater Res B: Appl Biomater* 2005; 75B: 457-463.
15. Lazzara RJ, Testori T, Meltzer A, Misch C, Porter S, Del Castillo R et al. Immediate occlusal loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. *Pract Proced Aesthet Dent.* 2004; 16(4): 3-15.
16. Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1988; 59(1): 59-63.
17. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; 1:75–78.

18. Malevez C, Hermans M, Daelemans P. Marginal bone levels at Brånemark system implants used for single tooth restoration. The influence of implant design and anatomical region. *Clin Oral Implants Res.* 1996 Jun; 7(2):162-9.
19. McCartney JW, Pearson R. Segmental framework matrix: Máster cast verification, corrected dast guide, and analog transfer template for implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 1994; 71:197-200.
20. Misch CM. Immediate loading of definitive implants in the edentulous mandible using a fixed provisional prosthesis: the denture conversion technique. *J Oral Maxillofac Surg.* 2004; 62(9): 106-115.
21. Naconacy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implantsupported prostheses with multiple abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004 mar-apr; 19(2):192-198.
22. Nary HF, Francischone JR, Cunha HA, Francischone CE, Sartori IA, Nary PE. Sistema IOL de prótese provisória em protocolo inferior com carga imediata. *Implant News.* 2004; 1(3): 209-216.
23. Ortop A, Linden B, Jemt T. Clinical experiences with Laser-welded titanium frame works supported by implants in the edentulous mandible: a 5-year follow-up study. *Int J Prosthodont.* 1999; 12(1): 65-72.
24. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:542-549.
25. Rangert B, Jemt T, Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1989; 4(3): 241-247.
26. Sahin S, Cehreli MA. The significance of passive framework fit in implant prosthodontics current status. *Implant Dent.* 2001; 10 (2): 85-92.
29. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses – a review. *Implant Dent.* 2002; 30 (78): 271-82.

27. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2000;11 Suppl 1:156-58.
28. Sjogren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontol Scand.* 1988; 46(4): 247-53.
29. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated protheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-848.
30. Souza PCRD, Dinato JC, Beatrice CRS, Guastaldi AC, Bottino MA. Soldagem na odontologia: estudo de uniões soldadas empregando laser e brasagem. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 2000; 54(6): 470-5.
31. Testori T, Del Fabbro M, Szmukler-Monkler S, Fracetti L, Weinstein RL. Immediate occlusal loading of osseotite implants in the completely edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; 18(4): 544-551.
32. Weinberg LA. The Biomechanics of force distribution in implant supporting protheses. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993; 8(1): 19-31.
33. Perriard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors - a comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13:542-549.

APÊNDICE

1. Detalhamento da Metodologia

Confecção da matriz metálica

Foram confeccionadas duas matrizes em formato de meia-lua polidas nas dimensões 35 mm x 60 mm x 20 mm, onde foram incorporadas réplicas de implantes osseointegrados de diâmetros regulares de configuração Hexágono externo e Cone Morse. Estas matrizes foram confeccionadas pela usinagem de um bloco de aço inoxidável refratário 304, realizadas por uma fresadora (F.T.V-2 Ferramenteira) e um divisor universal de transmissão, para obtenção de paralelismo. Nas perfurações foram instalados de cinco análogos de pilar tipo Micro-Unit ® (Conexão Sistema de Próteses - Arujá - SP - Brasil) com 4,0 mm de diâmetro. As réplicas foram fixadas com adesivo de metilmetacrilato (Super Bonder ® - Loctite) na seguinte disposição: duas na região dos primeiros pré-molares (A e E), duas na região dos caninos (B e D) e uma na região central e anterior da matriz (C), disposição esta, uma das preconizadas pelo protocolo clássico de Branemark, simulando uma situação clínica real para confecção de uma prótese tipo protocolo inferior.

Com a finalidade de simular uma situação clínica e preservar a integridade física das matrizes metálicas, foram realizadas transferências e respectivos modelos em gesso especial seguindo técnicas de excelente precisão para esta finalidade.

Foram aparafusados os transferentes com 10Ncm nos análogos de abutments Micro-Unit, por meio de parafusos de fixação longos. Hastes metálicas foram unidas ao longo da circunferência dos transferentes através de resina quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC America Inc, EUA), pela técnica de Nylon (Figura 1).

Este conjunto, composto pela matriz metálica e transferentes unidos por resina acrílica foram posicionados em um recipiente acrílico, para se realizar a

moldagem e confecção de molde de silicone (Silibor Industria e Comercio Ltda – SP - Brasil).

Conforme instruções do fabricante, o material de moldagem foi manipulado na proporção de 5% de catalisador sobre o volume de base necessário para cobrir a peça a ser moldada.



Figura 1 – Matriz metálica com transferentes de moldagem unidos com resina acrílica.

Após a conclusão da cura do silicone, precisamente 24 horas, os parafusos longos de fixação dos transferentes foram afrouxados, possibilitando a remoção da matriz metálica do molde confeccionado. Dois orifícios para fixação de dois parafusos na base da matriz metálica foram confeccionados para facilitar a remoção desta matriz do molde de silicone.

A partir deste molde de silicone, cuidadosamente, foram posicionados análogos de abutments Micro-Unit nos componentes de moldagem, presos no molde de silicone através de parafusos longos de fixação (Figura 2).

O molde foi vazado com gesso especial tipo IV Durone (Dentsply Industria e Comércio Ltda - Petrópolis - Brasil), seguindo as recomendações de manipulação do fabricante. Após o término do período de cristalização do gesso, aproximadamente 45 minutos, foram removidos os parafusos de fixação e removido

o modelo mestre, utilizado para o enceramento das infraestruturas e realização das soldagens (Figura 3).



Figura 2- Análogos posicionados nos componentes de moldagem.



Figura 3- Modelo mestre em gesso especial tipo IV.

Confeção das infraestruturas

Enceramento das infraestruturas para Barra Distal (Grupos I e IV)

Para a confecção das infraestruturas para Barra Distal (n=2), foi necessária a utilização de barras distais pré-fabricadas (Signo vincos - Signo Vincos Equipamentos Odontológicos Ltda - Paraná - Brasil) (Figura 4), que foram posicionadas nos implantes mais posteriormente localizados no arco mandibular, representados pelas letras A e E, anteriormente descritos neste trabalho.

Sobre os análogos de pilares Micro-Unit do modelo mestre, foram posicionados pilares protéticos do tipo UCLA de titânio com 4.1mm de diâmetro (Conexão Sistema de Próteses, Arujá - SP - Brasil), sobre os quais foi realizado o enceramento das infraestruturas.

Para obtenção de padronização das dimensões e espessuras das barras das infraestruturas, foi confeccionado um guia em silicone Zetalabor (Zhermack SpA - Roma / Itália) (Figura 5).



Figura 4- Componente Barra Distal.

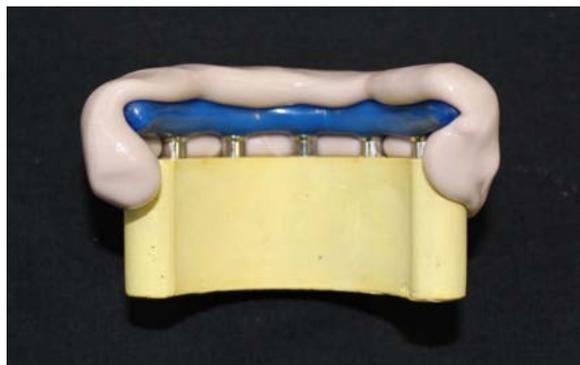


Figura 5 - Guia de silicone para padronização das peças.

T

Terminado o enceramento, o conjunto foi removido da matriz e levado para inclusão em mufla. Em seguida, realizou-se a inclusão em gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Industria e Comércio Ltda - Petrópolis - Brasil), polimerização da resina acrílica termo-polimerizável Jet (Artigos Odontológicos Clássico - São Paulo - Brasil)

A resina acrílica foi manipulada conforme as instruções do fabricante e tão logo a massa atingiu a fase plástica, o material foi inserido em uma mufla. Após o ciclo completo de polimerização, as peças foram desincluídas e, em seguida, foi realizado o acabamento e polimento das mesmas (Figura 6).



Figura 6 – Infraestrutura em Barra Distal após acabamento e polimento.

Enceramento das infraestruturas para Fundição Odontológica (Grupos II e V)

Para o enceramento das infraestruturas fundidas em monobloco (n=2), foram confeccionadas barras de resina acrílica quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC America Inc, EUA). Estas barras foram obtidas a partir de moldes de silicone de barras pré-fabricadas de Titânio (Conexão Sistema de Próteses - Arujá - SP - Brasil). As barras foram seccionadas com as dimensões: 3mm de diâmetro e comprimento variando entre 10mm para as barras intermediárias e 12mm para as barras distais, correspondentes aos cantileveres distais (Figura 7).



Figura 7 – Barras em resina acrílica obtidas a partir de barras pré-fabricadas de Titânio.

Sobre os análogos de pilares Micro-Unit do modelo mestre, foram posicionados pilares protéticos do tipo UCLA totalmente calcinável com 4.1mm de diâmetro (Conexão Sistema de Próteses - Arujá - SP - Brasil), sobre os quais foi realizada a união das barras de resina acrílica.

As barras de resina confeccionadas foram unidas aos pilares protéticos calcináveis através de resina quimicamente ativada (Pattern Resin LS, GC America Inc, EUA). As barras foram seccionadas e novamente unidas com resina acrílica diversas vezes, de forma que se obtivesse assentamento passivo da peça. Para obtenção de padronização das direções e alturas das barras das infraestruturas, foi

confeccionado um guia em silicone Zetalabor (Zhermack SpA - Roma / Itália) (Figura 8).

Após o término do enceramento das infraestruturas foram avaliadas sobre os análogos do modelo mestre quanto ao assentamento passivo (Figura 9).



Figura 8 – Guia em silicone para padronização das peças.

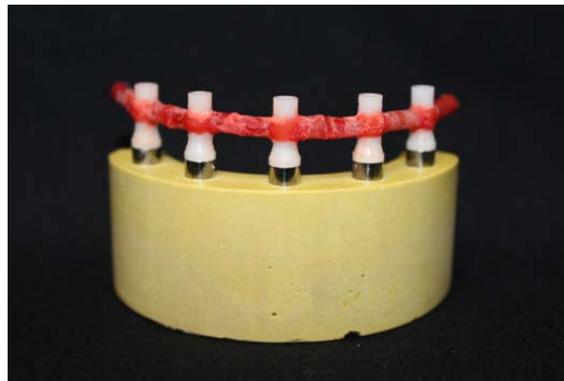


Figura 9 – Prova do assentamento passivo da peça confeccionada.

Inclusão dos padrões de cera

Para a inclusão das infraestruturas enceradas, condutos de alimentação de cera de 4,0mm de diâmetro foram fixados na superfície interna das barras, os quais foram unidos a outro conduto de alimentação de 5,0mm de diâmetro em forma de “U” (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha). Estes condutos de alimentação apresentavam espessura suficiente para o livre escoamento da liga de titânio quando injetada no processo de fundição. O conjunto, infraestrutura encerada e condutos de alimentação, foi fixado a uma base formadora de cadinho (Figura 10).

Foi utilizado revestimento próprio para Titânio, Rematitan Plus (Dentaurum J.P Winkelstroeter KG – Ispringen - Alemanha) para a realização da inclusão das infraestruturas. Conforme recomendações do fabricante, foi utilizado na proporção de 40ml de líquido/ 250g de pó, quantidade suficiente para preencher o anel de fundição metálico (Figura 11). O pó foi incorporado ao líquido manualmente

por 10 segundos e em seguida foi realizada a espatulação a vácuo por 60 segundos com 360 RPM (Espatulador/Inclusor Elétrico a vácuo – Multivac 4 – Degussa S.A).

Anteriormente a inclusão foi aplicado em toda a infraestrutura encerada liquido anti-bolhas.O revestimento foi incluído sob vibração e pequenas porções de revestimento foram introduzidas no interior dos pilares protéticos calcináveis.



Figura 10 - Conjunto infraestrutura encerada e condutos de alimentação em anel metálico.



Figura 11 – Anel metálico após a inclusão do revestimento.

Etapas da fundição

A mistura foi vertida no anel metálico revestido internamente por amianto e esperou-se 20 minutos em temperatura ambiente. Após o período de presa, o bloco foi levado a um forno elétrico de pré-fundição (VULCAN 3-550-NDI Box Furnace – Degussa – Ney Dental Inc – Yucaipa, CA, USA), a uma temperatura de 950°, previamente atingida, após percorrer dois ciclos de pré-fundição (Tabela 1).

Tabela 1. Programação do ciclo de pré-fundição.

Programa	Temperatura	Velocidade de aquecimento	Tempo
Ciclo 1	H1 = 250°	A1 = 5°C/min	P1 = 60min
Ciclo 2	H2 = 950°	A2 = 5°C/min	P2 = 120min

Após o término do ciclo de pré-fundição, o bloco de revestimento foi removido da máquina e deixado em temperatura ambiente, por 45 minutos, para que atingisse a temperatura de 150°C e levado para a máquina de fundição Discovery Plasma All Metal (EDG Equipamentos – São Carlos – SP - Brasil). Para o processo de fundição foram utilizadas pastilhas de titânio comercialmente puro de 31g (Tritan – Dentaurum – Pforzheim - Alemanha), com grau de pureza segundo DIN 17850, mínimo de 99,5% de titânio (Figura 12).

A máquina de fundição, composta de duas câmaras, sendo a superior a de fundição, que recebe um cadinho de cobre refrigerado e um eletrodo de tungstênio e a inferior, que recebe o revestimento e realiza o vácuo, foi previamente programada para fundir as pastilhas de titânio.

O bloco de revestimento foi posicionado na câmara inferior da máquina de fundição e na câmara superior foi posicionada a pastilha de titânio em cadinho, próximo ao eletrodo de fundição.

Para a fundição, o gás argônio é injetado automaticamente na câmara superior, criando um ambiente sem oxigênio e com uma descarga elétrica o eletrodo de tungstênio fundiu a pastilha de titânio e esta foi injetada na câmara inferior. A injeção de titânio para a câmara inferior da máquina ocorre devido ao vácuo existente na câmara inferior e a pressão do gás argônio na câmara superior. Utilizou-se o gás argônio por não ser inflamável e evitar o processo de oxidação no titânio.



Figura 12 – Pastilhas de Titânio comercialmente puro.

Desinclusão e Acabamento

A desinclusão das peças foi realizada com o auxílio de um desincludor pneumático (Silfradent – F.LLI Manfred - Italy). Os condutos de alimentação foram seccionados com disco de oxido de alumínio (Dentaurum – Pforzheim - Alemanha) e removidos os excessos de revestimento dos orifícios das peças e a estrutura foi jateada com óxido de alumínio (Polidental Ind. e Com. Ltda. - Brasil) de granulação 100µm e pressão de 4,5kg/cm².

As infraestruturas polidas foram assentadas sobre a matriz metálica para observação da existência de interferências durante o rosqueamento do parafuso, decorrentes do processo de fundição (Figura 13).



Figura 13 - Infraestrutura após acabamento e polimento.

Enceramento das infraestruturas para Solda a Laser (Grupos III e VI)

Para a confecção das infraestruturas protéticas soldadas a laser (n=2), foram utilizados pilares protéticos tipo UCLA de titânio de diâmetro regular (Conexão Sistema de Próteses - Arujá - SP - Brasil) e barras cilíndricas pré-fabricadas em titânio ASTM (American Society for Testing and Materials) de Ti-6Al-4V com 3,0mm de diâmetro (Realum, Industria e Comércio de Metais Puros e Ligas LTDA – São Paulo - Brasil). Sobre os análogos do modelo mestre foram parafusados os pilares protéticos de titânio para se realizar o processo de soldagem.

Com o auxílio de um paquímetro digital (Digimatic 700-113 – Mitutoyo Corporation - Japão) as barras de titânio pré-fabricadas foram delimitadas e seccionadas com um disco de carborundum (Dentorium – NY / EUA).

Para a soldagem a laser das infraestruturas foi confeccionado um guia de silicone Zetalabor (Zhermack SpA - Roma / Itália) para a padronização das mesmas quanto à altura e direção das barras, durante o processo de soldagem (Figura 14).

Para se evitar qualquer acidente sobre os modelos mestres os mesmos foram protegidos com papel alumínio entre as áreas a serem soldadas. Com intuito de promover a união e a estabilidade entre os pilares foram realizados dois pontos de solda em cada área em soldadora a laser (Desktop Laser – Dentaurum JP Winkelstroter KG - Pforzheim – Alemanha), em seguida toda a extensão de contato entre a barra e pilar foram soldados por meio de irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 380V, pulso de 8,0ms com foco e frequência regulados em zero.

Posteriormente foi realizado o acabamento com fresas de tungstênio e jateamento das infra-estruturas com partículas de óxido de alumínio (Figura 15).

Vale ressaltar que todas as soldas de cada infraestrutura foram realizadas por um único operador capacitado no uso desta máquina, permitindo a padronização de todo o processo de soldagem.

A união da extremidade das barras metálicas aos pilares protéticos de titânio, através da soldagem a laser foi realizada em pontos diametralmente opostos na interface barra-pilar, ou seja, vestibular-lingual, superior-inferior, até que todo o diâmetro da barra recebesse pontos de solda, para que fossem minimizadas distorções.

Foram alternados também os segmentos a serem soldados. Primeiramente foram soldadas as barras distais de cada lado da estrutura, posteriormente a face esquerda do segmento entre os implantes A e B, em seguida o lado esquerdo dos segmentos entre os implantes B e C, entre C e D e entre D e E. Na sequência a face direita das barras metálicas foram unidas, seguindo a mesma ordem descrita anteriormente.



Figura 14 – Guia em silicone para padronização das peças.



Figura 15 – Infraestrutura após acabamento e polimento.

Confecção do modelo em resina fotoelástica

Para a confecção do modelo em resina fotoelástica foram utilizadas a matriz metálica e as infraestruturas confeccionadas, anteriormente descritas. O conjunto matriz metálica e infraestrutura foi posicionado em um recipiente plástico com a função de suporte e confinamento do silicone para duplicação ASB-10 azul (Polipox Industria e Comercio Ltda - São Paulo – SP - Brasil).

Quantidade suficiente para cobrir o conjunto, de acordo com as instruções do fabricante, foi manipulado na proporção de 5% do catalisador para 100 ml de silicone. O material foi manipulado em um recipiente de vidro, deixando a mistura homogênea e sem estrias por um período de 1 minuto.

Após a cura do material de moldagem, os parafusos de fixação foram liberados para possibilitar a remoção da matriz metálica. Nos encaixes dos transferentes foram aparafusados, através de uma chave sextavada, os implantes Hexágono Externo Master Porous®, de plataforma regular de 4mm e comprimento de 13mm, unidos aos mini pilares previamente torquados com 10N (Conexão Sistema de Próteses - Arujá - SP - Brasil) para a confecção do modelo fotoelástico (Figura 16).

O mesmo procedimento foi realizado para a confecção do modelo fotoelástico de implantes Cone Morse AR-Morse® de mesmas dimensões (Conexão Sistema de Próteses - Arujá - SP - Brasil).

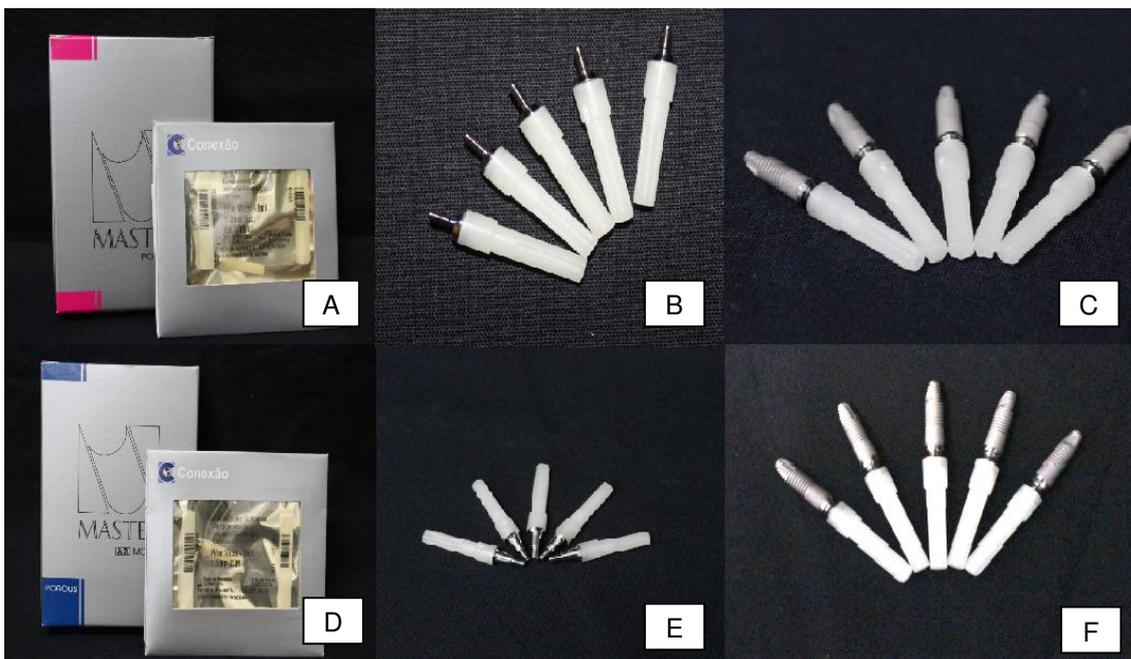


Figura 16 A,B,C,D,E,F - (A) Implantes Hexágono Externo Master Porous®; (B) Mini pilares; (C) Mini pilares fixados aos implantes hexágono externo; (D) Implantes Cone Morse Ar-Morse®; (E) Mini pilares; (F) Mini pilares fixados aos implantes Cone Morse.

Preparo da resina fotoelástica

Foi utilizada resina fotoelástica flexível composta por sistema bi-componente, a base de resina epóxi e endurecedor, Epoxi IV (Polipox Indústria e Comércio Ltda – São Paulo – SP - Brasil) (Figura 17).

Conforme recomendações do fabricante, o material foi manipulado na proporção de 1:2 de catalisador e resina, respectivamente. A manipulação foi realizada em um recipiente de vidro após a adição do catalisador à resina, por aproximadamente 10 minutos. O recipiente foi levado a uma câmara de pressão positiva, com pressão de 70 kgf/cm² por 5 minutos, para a remoção de bolhas de ar. Em seguida, o material foi transferido para o molde com o auxílio de uma seringa descartável (Figura 18).



Figura 17- Resina fotoelástica flexível epóxi GIV.



Figura 18 - Preenchimento do molde com auxílio de seringa descartável.

Após a inclusão da resina, o molde foi armazenado em local com umidade e temperatura ambiente controlada, para proteger o material de impurezas, e aguardou-se um período de 24 horas para a remoção do modelo fotoelástico, de acordo com as recomendações do fabricante.

Terminado o período de cura do material, os parafusos de fixação foram removidos dos transferentes e o modelo foi retirado do molde, obtendo-se um modelo apropriado para a análise fotoelástica.

Análise fotoelástica

A análise fotoelástica utilizada para este experimento foi a quasitridimensional, realizada com o auxílio de um Polariscópio Circular (Figura 19) acoplado a uma máquina fotográfica digital Canon EOS KISS X5 (Canon USA, Inc. Nova Iorque/EUA) que permitiu visualizar o desenvolvimento das franjas e registrar as imagens em fotografias digitais. As tensões fotoelásticas foram analisadas e comparadas, sendo possível identificar a magnitude das tensões, bem como registrar a proximidade das franjas uma das outras, para avaliar a concentração de tensões.

Foi realizado um registro fotográfico antes do início dos procedimentos referentes a cada grupo experimental para verificar a presença ou não de tensões no interior do modelo fotoelástico. Em seguida, após o carregamento distal, novas fotografias foram executadas. Assim, todos os momentos do experimento foram registrados para posterior avaliação do comportamento das tensões geradas ao redor dos implantes.

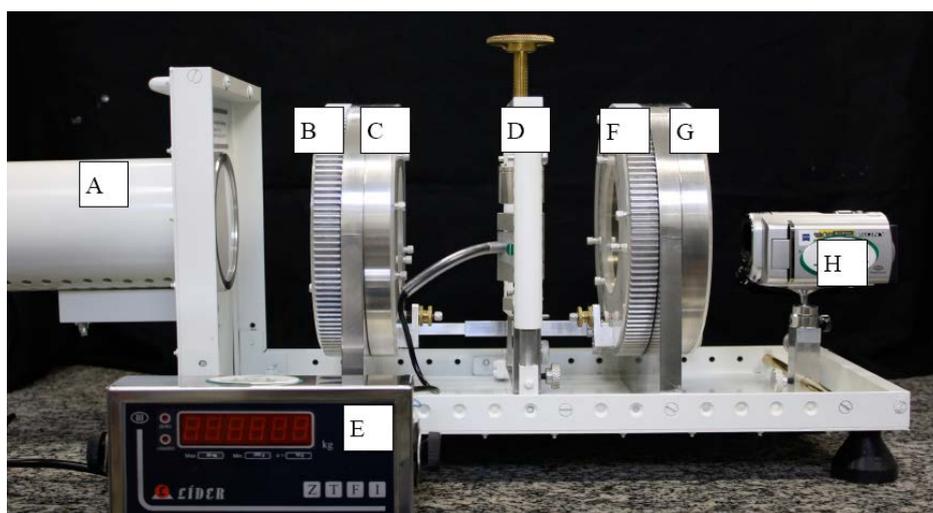


Figura 19 A,B,C,D,E,F,G e H: Polariscópio circular de transmissão plana. (FEMEC/UFU - FOP/UNICAMP): (A) Fonte de luz branca; (B) Polarizador; (C) Filtro de 1/4 de onda (retardador); (D) Célula de carga; (E) Dispositivo de mensuração de carga; (F) Filtro de 1/4 de onda (retardador); (G) Analisador; (H) Câmera filmadora.

2. Detalhamento dos Resultados

Representação das tensões

Nos resultados qualitativos observam-se tensões de intensidades diferentes no corpo, colo e ápice dos implantes, com áreas mais concentradas de tensão na região de corpo e ápice. A quantidade de franjas resultantes do carregamento das infraestruturas em Barra Distal, Fundida e Soldada a Laser, nas regiões analisadas, podem ser observadas nas Figuras 20 a 31.

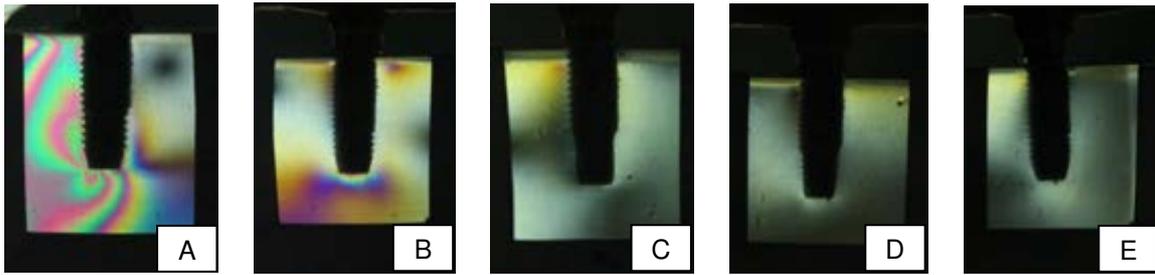


Figura 20 A,B,C,D e E - Infraestrutura em Barra Distal com implantes Hexágono Externo com carregamento em primeiro molar inferior direito. (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

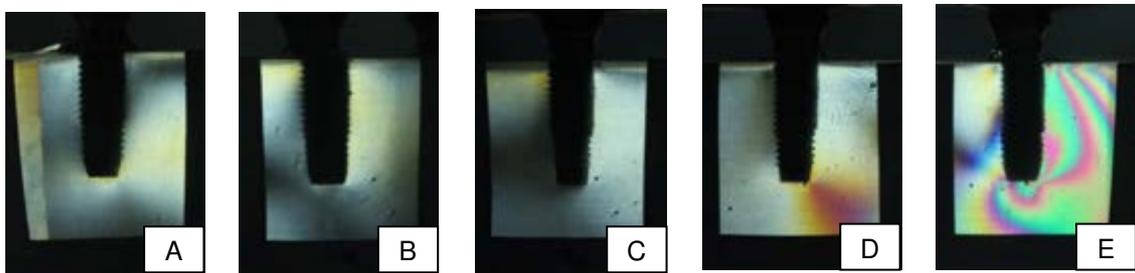


Figura 21 A,B,C,D e E - Infraestrutura em Barra Distal com implantes Hexágono Externo com carregamento em primeiro molar inferior esquerdo. (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

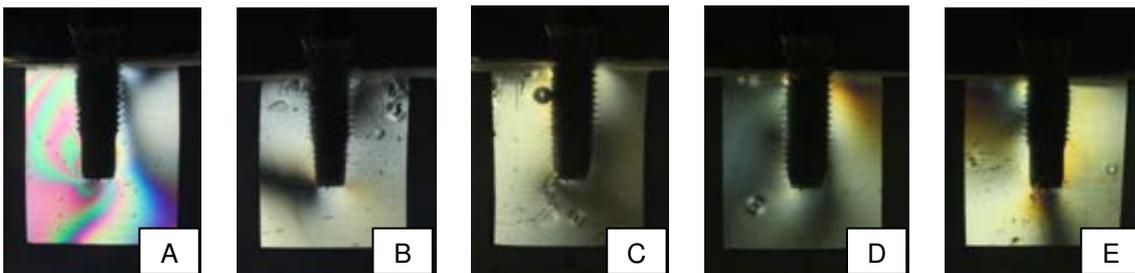


Figura 22 A,B,C,D e E - Infraestrutura Fundida com implantes Hexágono Externo com carregamento em primeiro molar inferior direito: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

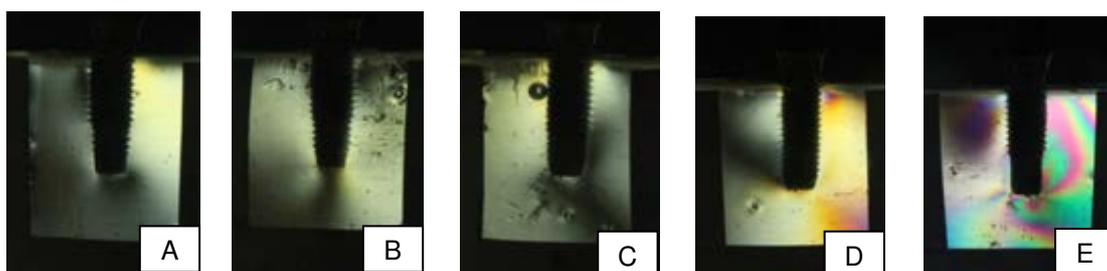


Figura 23 A,B,C,D e E - Infraestrutura Fundida com implantes Hexágono Externo com carregamento em primeiro molar inferior esquerdo: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

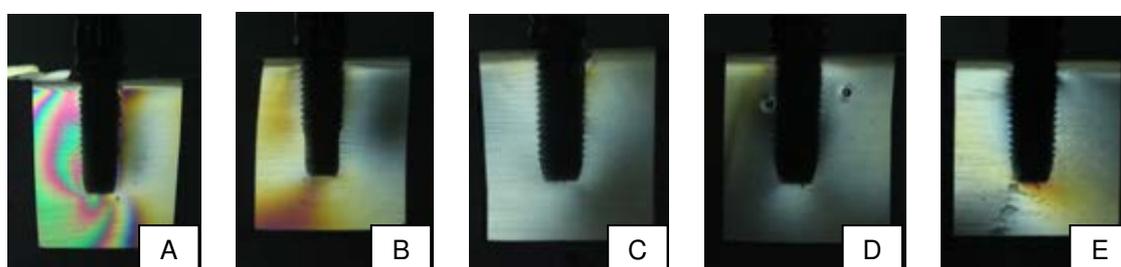


Figura 24 A,B,C,D e E - Infraestrutura Soldada a Laser com implantes Hexágono Externo com carregamento em primeiro molar inferior direito: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

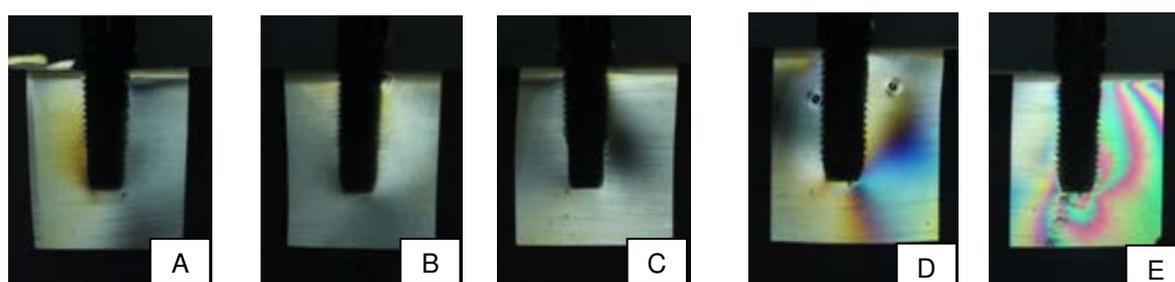


Figura 25 A,B,C,D e E - Infraestrutura Soldada a Laser com implantes Hexágono Externo com carregamento em primeiro molar inferior esquerdo: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

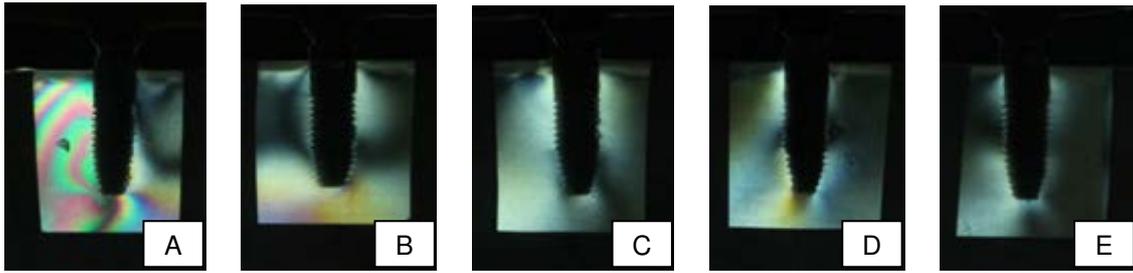


Figura 26 A,B,C,D e E - Infraestrutura em Barra Distal com implantes Cone Morse com carregamento em primeiro molar inferior direito: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

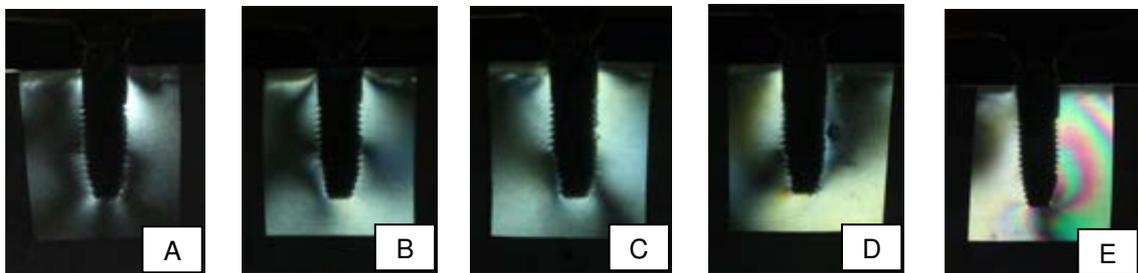


Figura 27 A,B,C,D e E - Infraestrutura em Barra Distal com implantes Cone Morse com carregamento em primeiro molar inferior esquerdo: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

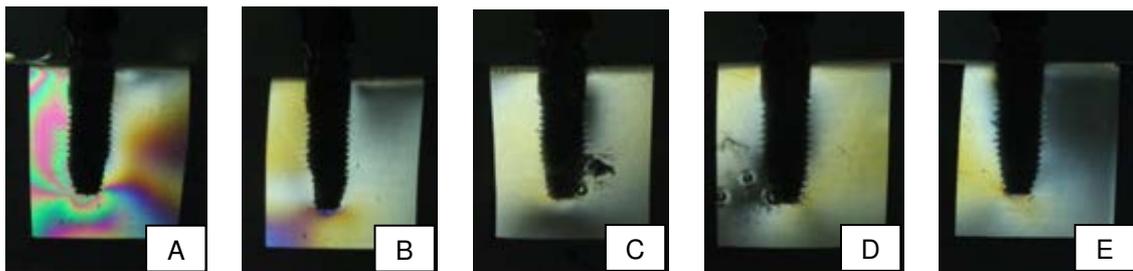


Figura 28 A,B,C,D e E - Infraestrutura Fundida com implantes Cone Morse com carregamento em primeiro molar inferior direito: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

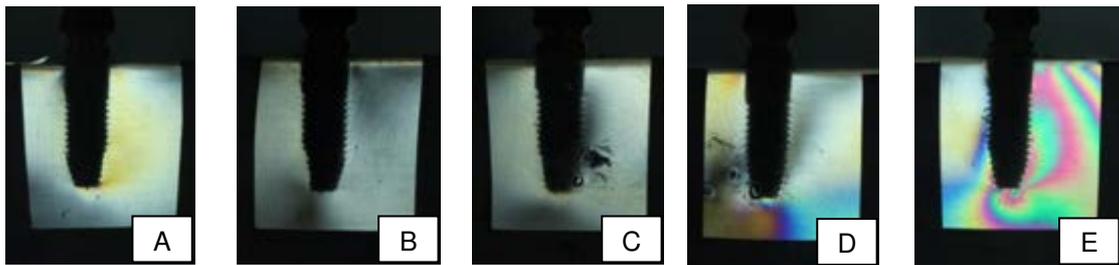


Figura 29 A,B,C,D e E - Infraestrutura Fundida com implantes Cone Morse com carregamento em primeiro molar inferior esquerdo: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

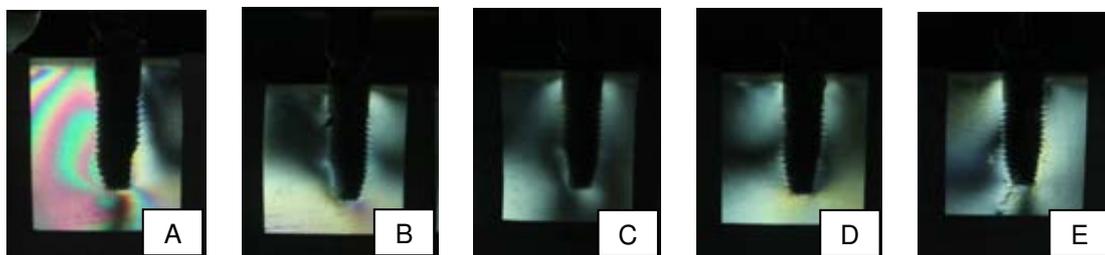


Figura 30 A,B,C,D e E - Infraestrutura Soldada com implantes Cone Morse com carregamento em primeiro molar inferior direito. (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

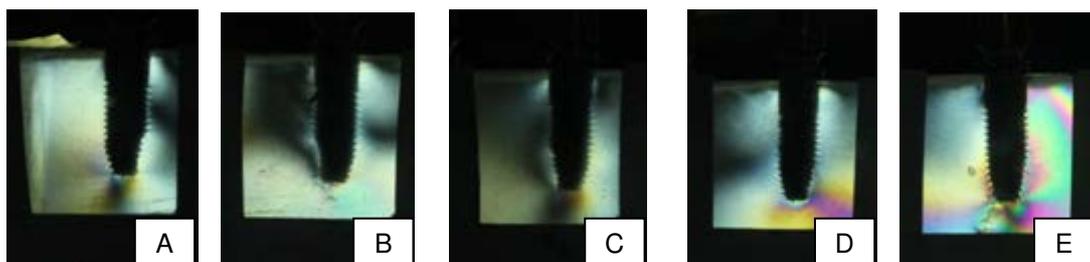


Figura 31 A,B,C,D e E - Infraestrutura Soldada com implantes Cone Morse com carregamento em primeiro molar inferior esquerdo: (A) Imagem da concentração e distribuição das franjas no implante A; (B) Implante B; (C) Implante C; (D) Implante D; (E) Implante E.

ANEXO

Termo de Submissão

ScholarOne Manuscripts

15/02/13 00:39



Journal of Applied
Oral Science

[Edit Account](#) | [Instructions & Forms](#) | [Log Out](#) | [Get Help Now](#)

SCHOLARONE™
Manuscripts

[Main Menu](#) → [Author Dashboard](#) → Submission Confirmation

You are logged in as Caroline Odo

Submission Confirmation

Thank you for submitting your manuscript to *Journal of Applied Oral Science*.

Manuscript ID: JAOS-2013-0169

Title: Stress distribution analysis in External Hexagon and Morse taper implants in different systems of immediate loading: distal bar, casting technique and laser welding.

Authors: Odo, Caroline
Pimentel, Marcele
de Castro, Gabriela
Consani, Rafael
Mesquita, Marcelo
Nobilo, Mauro

Date Submitted: 15-Feb-2013

Print Return to Dashboard

ScholarOne Manuscripts™ v4.11.0 (patent #7,257,767 and #7,263,655). © ScholarOne, Inc., 2013. All Rights Reserved.
ScholarOne Manuscripts is a trademark of ScholarOne, Inc. ScholarOne is a registered trademark of ScholarOne, Inc.

Follow ScholarOne on Twitter

[Terms and Conditions of Use](#) - [ScholarOne Privacy Policy](#) - [Get Help Now](#)