



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de Araçatuba



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS ODONTOLÓGICOS E PRÓTESE

RAFAEL DE BARROS

**Análise da distribuição das tensões em prótese de três
elementos unidas implantossuportadas com diferentes tipos de
conexões: análise fotoelástica e extensométrica**

Araçatuba - 2017



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
Campus de Araçatuba



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS ODONTOLÓGICOS E PRÓTESE

RAFAEL DE BARROS

**Análise da distribuição das tensões em prótese de três
elementos unidas implantossuportadas com diferentes tipos de
conexões: análise fotoelástica e extensométrica**

Trabalho de Conclusão de Curso como parte dos requisitos para obtenção do título de graduando em Odontologia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Orientador: Prof. Ass. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira

Araçatuba - 2017

Dedicatória

Dedico este trabalho **aos meus pais, Nilson e Marlete**, que me deram o maior apoio e suporte para meus estudos, fizeram de tudo para que eu pudesse chegar até onde cheguei.

Ao meu irmão, Gustavo, que me incentivou sempre.

A todos meus familiares que de certa forma participaram dessa etapa da minha vida.

Agradecimentos

Quero agradecer primeiramente **Deus**, por todas as oportunidades que foram colocadas em minha vida, por ter iluminado meu caminho nessa caminhada de 6 anos de faculdade e por ter me abençoado em todas as escolhas que fiz.

Agradeço a minha família : mãe, **Marlete**, que fez tudo que estava ao seu alcance para minha formação, por todo apoio e confiança ao longo desses anos de faculdade, pelo amor incondicional dedicado a mim; agradeço ao meu pai, **Nilson**, que desde o início acreditou em mim quando disse que eu iria estudar na UNESP, obrigado por todo apoio e confiança, obrigado por todo esforço realizado para poder me manter ao longo da faculdade; agradeço ao meu irmão, **Gustavo**, que apesar da distância sempre se fez presente em minha vida acadêmica, me ajudando no que era necessário, dando concelhos e principalmente puxões de orelhas; aos meus avós: **Severino, Francisca, Floripes** (in memoriam) que deram apoio e suporte em minha caminhada para chegar ate este presente momento, obrigado por todas as conversas, por todas broncas e concelhos.

Agradeço a minha namorada, **Natália**, por todo companheirismo desde 2012, quando éramos somente amigos. Muito obrigado por tornar essa caminhada mais fácil, seu apoio foi fundamental. Obrigado por todo carinho, confiança e principalmente paciência. Obrigado por tornar parte, importante, da minha vida e por deixar fazer parte da sua. Quem diria heim, agora namorados!! Tenho certeza eu sem você, seria muito mais difícil e muito mais chato! Tenho orgulho de estar ao seu lado.

Aos **meus amigos**, muito obrigado pela parceria e companheirismo nesses anos de faculdade. Acabaram se tornando uma segunda família em Araçatuba. Em especial o **Guilherme (Hanso)** que desde que cheguei em Araçatuba foi como um irmão pra mim, me ajudando de todas as formas possíveis.

Aos pós-graduandos **Sandro, Márcio e Letícia** que me ajudaram muito com o este trabalho.

Por ultimo, não menos especial, ao **professor Aldiéris** por ter confiado em mim para a realização deste trabalho, por todas as oportunidades que me deu de trabalhar ao seu lado, pelos ensinamentos passados. Uma pessoa iluminada que merece tudo de melhor sempre. Que Deus te ilumine e guarde sempre.

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

(Charles Chaplin)

BARROS,R. **Análise da distribuição das tensões em prótese de três elementos unidas implantossuportadas com diferentes tipos de conexões: análise fotoelástica e extensométrica.** 2017. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araçatuba, 2017.

RESUMO

Sabe-se que muitas falhas e complicações clínicas na reabilitação protética implantossuportadas podem ser causadas pelo sistema de conexão pilar/implante, por isso é muito importante escolhê-lo corretamente. Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de análise fotoelástica (AF) e extensométrica (AE), o comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas de 3 elementos com diferentes tipos de conexões, hexágono externo (HE) e *cone morse* (CM) submetidos a diferentes cargas oclusais (axiais e oblíquas). Os corpos de prova foram divididos, de acordo com tipo de sistema de conexão, em 02 grupos de 01 espécime cada para a AF (resina fotoelástica PL-2) e dois grupos de 05 espécimes cada para a AE (poliuretano F160). Foi confeccionada, para cada grupo, uma prótese de 3 elementos sobre dois implantes de 11,5x4 mm (DSP Biomedical). Para AF, o conjunto modelo fotoelástico/implante/prótese foi posicionado em um polariscópio circular associado a uma máquina de ensaio universal (EMIC), sendo aplicadas cargas de 100 N, em direção axial e oblíqua (45°). As tensões geradas no teste foram registradas fotograficamente e analisadas qualitativamente. Para AE, 2 extensômetros foram posicionados na mesial e distal de cada implante e os sinais elétricos captados por um aparelho de aquisição de dados (ASD2001). Os dados foram submetidos a ANOVA e ao teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Pela AF, na carga axial, todos os grupos apresentaram números similares de franjas de alta intensidade e houve aumento de tensão em todos os grupos na carga oblíqua. Para AE, na carga axial, não houve diferença estatística entre os sistemas de conexão ($p>.05$). Na carga oblíqua, o sistema hexágono externo apresentou os menores valores de tensão (*microstrains*) e o sistema *cone morse* os maiores valores. Houve diferença estatisticamente significativa entre ambos ($p<.05$). Em ambos tipos de cargas oclusais, houve influência direta na distribuição da tensão nos sistemas de conexão testados.

Palavras-chave: Implante dentário. Biomecânica. Prótese dentária fixada por implante

BARROS,R. **Analysis of the distribution of tensions in prosthesis of three united elements implant-supported with different types of connections: photoelastic analysis and extensometry.** 2017. Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado) - Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Araçatuba, 2017.

ABSTRACT

It is known that many failures and clinical complications in implant-supported prosthetic rehabilitation can be caused by the abutment/implant connection system, so it is very important to choose it correctly. The objective of this study was to evaluate the biomechanical behavior of three - element implant prostheses with different types of connections, external hexagon (EH) and morse taper (MT), using photoelastic analysis (PA) and extensometric analysis (EA) Submitted to different occlusal loads (axial and oblique). The specimens were divided into two groups of 01 specimen each for PA (photoelastic resin PL-2) and two groups of 05 specimens each for AE (polyurethane F160). For each group, a 3-element prosthesis was made on two 11.5x4 mm implants (DSP Biomedical). For PA, the photoelastic model/implant/prosthesis assembly was positioned in a circular polariscope associated with a universal test machine (EMIC), loads of 100 N were applied in axial and oblique (45°) directions. The tensions generated in the test were recorded photographically and analyzed qualitatively. For AE, 2 strain gauges were positioned on the mesial and distal of each implant and the electrical signals picked up by a data acquisition device (ASD2001). Data were submitted to ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). In the axial load, all groups presented similar numbers of high intensity fringes and there was tension increase in all groups in the oblique load. For EA, in the axial load, there was no statistical difference between the connection systems ($p > .05$). In the oblique load, the external hexagon system presented the lowest values of stress (microstrains) and morse taper system the highest values. There was a statistically significant difference between both ($p < .05$). In both types of occlusal loads, there was a direct influence on the voltage distribution in the tested connection systems.

Keywords: Dental Implants. Biomechanics. Implant-supported dental prosthesis

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Matriz (Bloco Metálico).....	14
Figura 2	Altura da matriz (Bloco Metálico).....	14
Figura 3	Largura da matriz (Bloco Metálico).....	14
Figura 4	Espessura da matriz (Bloco Metálico).....	14
Figura 5	Silicone artesanal (a) e duplicação do bloco metálico com silicone artesanal (b).....	15
Figura 6	Matriz de silicone com bloco metálico (a), matriz de silicone de duplicação (b), matriz de silicone com bloco de gesso (c) e blocos de gesso especial tipo IV (Durone) (d).....	15
Figura 7	Posicionamento do análogo com ajuda do delineador (a), blocos de gesso especial com seus respectivos análogos (b) e esplintagem dos implantes com resina Duralay (c).....	16
Figura 8	Resina fotoelástica PL 2 (a), manipulação e vazamento da resina fotoelástica (b) e resina sob pressão de 40 lbf/pol ² (c).....	17
Figura 9	Resina F160 (a) e blocos de poliuretano finalizados (b).....	17
Figura 10	Enceramento das coroas (a) e coroas fundidas (b).....	18
Figura 11	Máquina de Ensaio Universal (EMIC) e polariscópio.....	19
Figura 12	Ordem das Franjas.....	20
Figura 13	Colagem dos extensômetros na região mesial e distal de cada implante.....	21
Figura 14	Distribuição das tensões no grupo I (carga axial).....	22
Figura 15	Distribuição das tensões no grupo II (carga axial).....	23
Figura 16	Distribuição das tensões no grupo I (carga oblíqua).....	23
Figura 17	Distribuição das tensões no grupo II (carga oblíqua).....	23

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Divisão dos grupos testados.....	13
Tabela 2	Quantidade de franjas de alta intensidade (transição verde-rosa) de acordo com o ponto (elemento) em que a carga foi aplicada.....	22
Tabela 3	Análise de Variância (ANOVA) com comparação entre o tipo de conexão em próteses de três elementos submetidas à cargas axiais e oblíquas.....	24
Tabela 4	Valores médios (desvio padrão) do tipo de conexão em próteses de três elementos submetidas à cargas axiais e oblíquas.....	24

SUMÁRIO

1	Introdução	04
2	Objetivo	13
3	Material e Método	13
4	Resultados	21
5	Discussão	25
6	Conclusão	27
7	Referências	28

INTRODUÇÃO

O uso de implantes dentários osseointegrados proporcionou novos métodos de reabilitação protética com altas taxas de sucesso, resultando em maior eficiência mastigatória, satisfação e conseqüentemente, melhor qualidade de vida para os pacientes¹⁻⁸. Entretanto, para que seja alcançado o sucesso no tratamento reabilitador com implantes, além de fatores biológicos relacionados à integração implante-tecido, os fatores mecânicos inerentes ao tipo de prótese também devem ser considerados, uma vez que grande parte das falhas do implante ocorre devido a fatores mecânicos (90%)^{1,3,5,9-11}. Sendo assim, é de fundamental importância conhecer os fatores que influenciam na transmissão da tensão e a relação entre eles, para que haja, por meio das próteses, uma melhora distribuição da carga mastigatória para o implante e ao osso que o suporta^{3-5,9,11}.

Sabe-se que muitas falhas e complicações clínicas na reabilitação protética implantossuportadas podem ser causadas pelo sistema de conexão pilar/implante, por isso é muito importante escolhê-lo corretamente^{7,9,11}. Diante disso, vários estudos¹⁻³¹ demonstraram que o tipo de conexão de um pilar com o implante, é um fator importante ao avaliar a conduta biomecânica das próteses sobre implante, pois a perfeita adaptação entre o conjunto implante/pilar/componente protético é responsável pela estabilidade de todo o sistema implante protético, propiciando assim uma melhor disseminação das cargas oclusais para o osso circundante.

A fim de melhorar a distribuição de carga entre implante e osso, foram introduzidos no mercado diferentes tipos de conexões de implantes^{1,3,4,12-17,25,28-31}. O sistema de conexão hexágono externo é o mais antigo, com diversos estudos clínicos e *in vitro* que comprovam sua eficácia. No entanto, este sistema apresenta alguns pontos negativos, como menor eficiência quando submetidos a cargas oblíquas, além disso, quando submetido a altas cargas oclusais,

pode ocorrer micromovimentações do pilar, o que pode causar afrouxamento ou mesmo fratura do parafuso⁶⁻¹⁰.

Para superar a instabilidade que o sistema hexágono externo pode gerar, foi desenvolvido o sistema de conexão interna *cone morse*, graças ao encaixe preciso entre as superfícies cônicas, estes são superiores quando comparadas às conexões externas, por causar menor fadiga aos parafusos protéticos, promover um melhor vedamento biológico, transmitir menor tensão aos implantes quando submetidos cargas oclusais, maior resistência mecânica e melhor estética na região cervical^{1-17,28,31}.

Atualmente, a implantodontia enfrenta alguns desafios, e um dos principais é conseguir uma conexão implante-pilar que satisfaça os princípios biomecânicos^{2,6-11,13,16,17,31}. Por essa razão, a importância do aspecto biomecânico da modalidade de tratamento com implantes tem sido ressaltada e tem-se procurado medidas seguras que definam os limites da transmissão de forças aos implantes dentários^{3-5,6,8-19}. Diversos estudos^{1,3,4,6,8-12,15,16,18-20,23,24,31} foram efetuados com a intenção de incorporar métodos que avaliassem o comportamento do tecido ósseo que se encontra na região ao redor do implante. No meio destes, a análise fotoelástica se destaca^{3,2,4,19}, na qual a aplicação é apropriadamente consagrada na Odontologia, pois vem sendo muito utilizada para analisar a formação de tensões provocadas no sistema prótese/implante/osso em estudos que simulam condições clínicas existentes neste tipo de reabilitação, sendo uma técnica já testada, viável, de fácil construção dos modelos e interpretação dos resultados. Ademais, a fotoelasticidade permite uma percepção geral do comportamento das tensões, possibilitada através da avaliação das tensões em toda estrutura.

A extensometria é outra metodologia utilizada para avaliar o comportamento mecânico de implantes^{4,6,18,24}, sendo utilizada para examinar tensões em próteses, implantes e dentes, em estudos *in vivo*²¹ e *in vitro*^{2,4,8,28}. A técnica da extensometria associada a técnica da fotoelasticidade, é utilizada por alguns autores^{4,12}. Vale lembrar que estudos^{4,13,21} mostraram

que nenhuma das formas de análise tem hegemonia sobre a outra, tendo como resultado uma consonância entre pesquisadores de que estas técnicas de análise se complementam, sendo assim utilizadas em conjunto em seus trabalhos.

Objetivo

Diante disso, o objetivo deste estudo foi avaliar, por meio de análise fotoelástica e extensométrica, o comportamento biomecânico de próteses implantossuportadas de 3 elementos com diferentes tipos de conexões, hexágono externo (HE) e *cone morse* (CM) submetidos a diferentes tipos de cargas oclusais (axiais e oblíquas).

Hipótese

A hipótese do presente estudo é que as próteses implantossuportadas de três elementos com conexão *cone morse* apresentarão menores valores de tensão em ambas cargas oclusais.

MATERIAL E MÉTODO

Divisão dos grupos

Os corpos de prova foram divididos em 02 grupos de 01 espécime cada para a análise fotoelástica e 02 grupos de 05 espécimes cada para a análise extensométrica, de acordo com tipo de sistema de conexão, como mostra a tabela 1.





Tabela 1: Divisão dos grupos testados

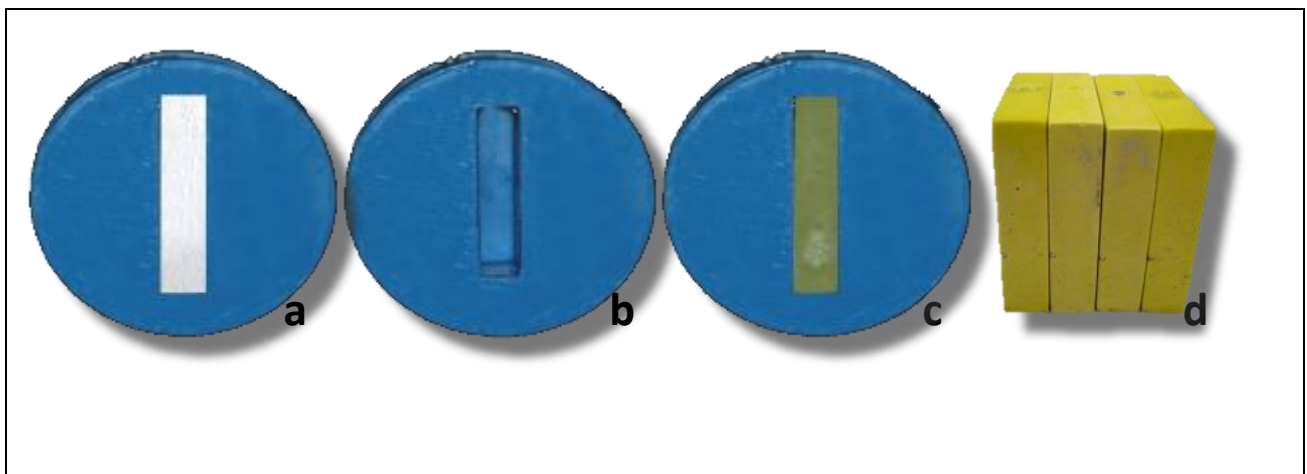
Grupos	Fabricante	Conexão	Dimensões	Prótese	Pilar	Ucla Base C/Cr
I	DSP Biomedical	Hexágono externo	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional
II	DSP Biomedical	<i>Cone morse</i>	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional

Confecção dos modelos

Foram confeccionados doze modelos, destes 2 foram de resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. EUA) e 10 de poliuretano (F160 Axson Brasil, Socorro, São Paulo, Brasil). Para cada grupo foi confeccionada uma prótese de 3 elementos sobre dois implantes de 11,5x4 mm (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasi).

Inicialmente, uma matriz metálica (10x40x45 mm) (Figs. 1 a 4) foi duplicada por meio de silicone artesanal (Sapeca artesanato, Bauru, São Paulo, Brasil) a fim de se obter um molde (Fig. 5) que foi vazado com gesso especial tipo IV (Durone, Dentsply Ind., Rio de Janeiro, Brasil), para a confecção de 02 blocos de gesso (Fig. 6).

	
<p>Figura 1. Matriz (Bloco Metálico)</p>	<p>Figura 2. Altura da matriz (Bloco Metálico)</p>
	
<p>Figura 3. Largura da matriz (Bloco Metálico)</p>	<p>Figura 4. Espessura da matriz (Bloco Metálico)</p>



Confecção dos modelos fotoelásticos e de poliuretano

Posteriormente, os modelos de gesso foram perfurados para receber os dois análogos (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasil) correspondentes a cada grupo. Esses análogos foram conectados com seus respectivos transferentes quadrados (DSP Biomedical, Campo Largo, Paraná, Brasil) e posicionados no seu longo eixo com ajuda de um delineador (Bio-Art B 2 Equipamentos Odontológicos, Brasil), sendo fixados com resina acrílica (Duralay, Reliance Dental MFG Company Worth, Illinois, EUA), após certificada a coincidência com do nível da plataforma com o nível da superfície do bloco (Fig. 7a e 7b).

Para obtenção do novo molde, para a confecção dos modelos fotoelásticos e de poliuretano, os blocos de gesso com os análogos e transferentes conectados foram unidos com

barras de resina acrílica duralay. Esse conjunto foi fixado em uma placa de vidro adaptada a uma matriz de PVC por meio de silicone laboratorial (Zetalabor, Zhermarck, Rovigo, Italy) com o objetivo de possibilitar o vazamento do silicone.

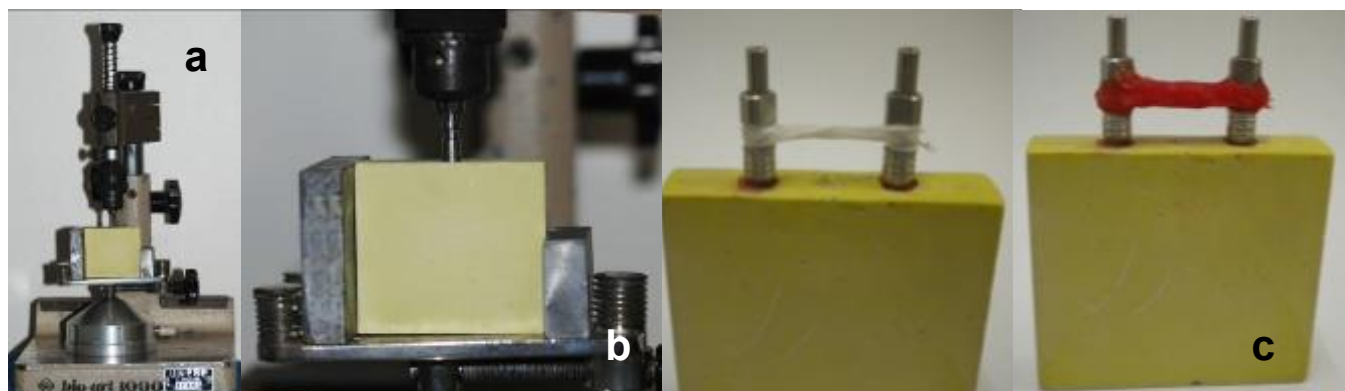


Figura 7. Posicionamento do análogo com ajuda do delineador (a), blocos de gesso tipo IV com seus respectivos análogos (b) e esplintagem dos implantes com resina Duralay (c).

Após a presa do silicone, o parafuso do transferente foi desrosqueado e retirado para permitir a remoção do modelo de gesso de dentro do molde sem tirar de posição os transferentes (obtendo-se assim a matriz de silicone com os transferentes já posicionados), a partir dos quais foram adaptados aos respectivos pilares protéticos e estes nos implantes de cada grupo, conforme especificação de cada um (Tabela 1), através da ajuda de uma pinça hemostática.

Inicialmente, as matrizes de silicone descritas acima foram utilizadas para confecção dos 02 modelos fotoelásticos. Para isso, foi verificado o correto assentamento do componente protético ao transferente quadrado e, em seguida, a resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. EUA)(Fig. 8a) foi pesada em uma balança de precisão digital (BEL, Equipamentos analítico, São Paulo, Brasil) e manipulada de acordo com as instruções do fabricante (Fig. 8b).

O molde foi aquecido em uma estufa até atingir 52°C de temperatura e preenchido com a resina (Fig. 8b). Posteriormente, foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol² para a remoção de bolhas internas (Fig. 8c), obtendo o modelo fotoelástico. Após a obtenção dos modelos fotoelásticos, foi realizado o acabamento do modelo com lixas d'água de diferentes granulações (300, 400, 600, 1200).



Figura 8. Resina fotoelástica PL 2 (a), manipulação e vazamento da resina fotoelástica (b) e resina sob pressão de 40 lbf/pol² (c).

Para a análise extensométrica foram confeccionados 05 espécimes para cada grupo. Para isso, foi utilizada a mesma matriz de silicone descrita anteriormente, onde os respectivos implantes foram posicionados e, posteriormente, preenchida com a resina de poliuretano F160 (Fig.9a). Este material composto por dois líquidos: Polioli (parte A) e Isocianato (parte B). Para a obtenção dos corpos de prova, foram utilizadas duas pipetas de 10 ml (uma para a parte A e outra para a parte B) para se evitar a contaminação dos materiais. As duas partes do líquido foram colocadas em um recipiente de vidro e, então, misturadas por 60 segundos at sua completa homogeneização. Em seguida, essa mistura foi vertida na matriz de silicone, aguardada a cura final por 30 minutos e realizada a retirada dos corpos de prova do molde (Fig.9b).

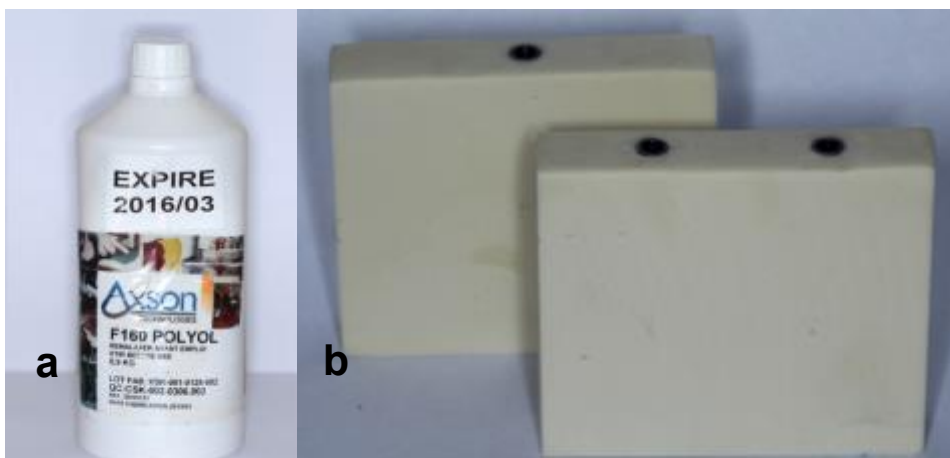


Figura 9. Resina F160 (a) e blocos de poliuretano finalizados (b)

Confeção das próteses

Para confecção das próteses fixas foram utilizadas técnicas convencionais, sendo o material utilizado para fabricação uma liga de Ni-Cr (Fit Cast –SB Plus, Talladium do Brasil, Curitiba- PR). Para garantir uma padronização das alturas das coroas, foi realizado o enceramento prévio de todas as coroas (Fig. 10a) e, posteriormente, foi utilizada uma matriz de silicone. As mesmas foram confeccionadas sobre os modelos de gesso, a fim de não induzirem tensões nos modelos fotoelásticos. Foram confeccionadas próteses fixas de 3 elementos unidos correspondente ao primeiro pré-molar, segundo pré-molar e primeiro molar inferior (Fig. 10b).



Figura 10. Enceramento das coroas (a) e coroas fundidas (b).

Análise fotoelástica

Aplicação das cargas

O pilar protético foi posicionado nos implantes de conexão interna com torque de 20 N e as próteses parciais fixas implantossuportadas foram parafusadas ao sistema (pilar/implante) com um torque de 10N. Para o implante de conexão externa, o HE, a prótese foi parafusada diretamente ao implante com torque de 20 N, pois, este não possui pilar protético. E então o conjunto (prótese/modelo fotoelástico) posicionado em um recipiente de vidro com óleo mineral até que o modelo ficasse totalmente imerso, com o objetivo de minimizar a refração de superfície e facilitar a observação fotoelástica. O recipiente foi posicionado entre um filtro polarizador e um filtro analisador. Junto ao filtro polarizador foi acoplado um difusor de luz, o qual permite que uma fonte de luz branca (Photoflood, General Electric, Rio de Janeiro, Brasil) recaia uniformemente sobre o recipiente com o modelo fotoelástico. O filtro analisador foi

acoplado a uma máquina fotográfica digital (Rebel T3i, Canon, Japan) para a captura das imagens. Esse arranjo é chamado de polariscópio circular (Fig 11).

A partir de então, foram iniciadas as aplicações de carga axial 100N e oblíqua de 50N, em pontos fixos, na superfície oclusal das próteses com o auxílio de uma Máquina de Ensaio Universal (EMIC-DL 3000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil). Foi submetido um script à máquina EMIC que, ao atingir a carga desejada, é mantida a posição durante 10 segundos. Mesmo tempo para o qual foi ajustado o temporizador da câmera fotográfica para a padronização dos tempos das aplicações. Para aplicação da carga oblíqua os modelos foram posicionados em uma mesa universal do delineador com angulação pré-determinada de 45°.



Após as aplicações de cargas deverá haver a formação franjas isocromáticas correspondentes as tensões registradas. As tensões resultantes em todas as áreas do modelo fotoelástico foram monitoradas, registradas fotograficamente e, posteriormente, visualizadas com o software (AdobePhotoshop CS3, San Jose, Calif.) que facilitou a análise qualitativa.

Forma de análise dos resultados

A técnica utilizada neste experimento é uma das formas mais comuns de se determinar a ordem de franja, que é o **método qualitativo**, onde se utilizam registros fotográficos das amostras para verificação da ordem de franja (**N**) (Fig. 12) e da direção de propagação das tensões:

- Quanto maior o N (ordem da franja), maior a magnitude de tensões.
- Quanto mais próximas as franjas uma das outras, maior a concentração de tensões.,

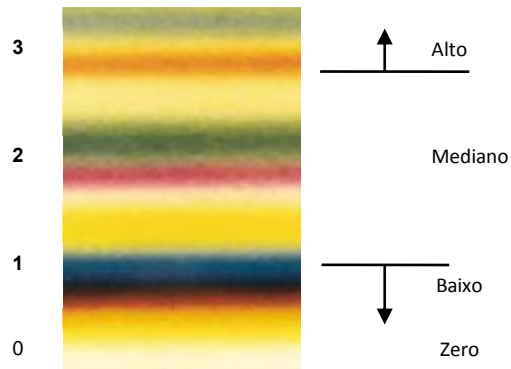


Figura 12. Ordem das Franjas

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

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

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

Franja de ordem **N= 3** (Transição Rosa/Verde)

A análise da região ao redor de cada implante foi dividida em três segmentos padronizados correspondendo ao terço cervical, médio e apical. Para facilitar, a análise foi dividida da seguinte maneira: de acordo com o número de franjas de alta intensidade (transição rosa/verde) e de acordo com a área de concentração das tensões. Todas as imagens foram avaliadas por um mesmo observador.

Análise extensométrica

Inicialmente, dois extensômetros elétricos de resistência foram posicionados horizontalmente na região mesial e distal dos implantes diretamente sobre a crista marginal do modelo de poliuretano. Para isso, o modelo foi limpo com detergente e álcool isopropílico, com a finalidade de retirar gorduras remanescentes. Uma pequena porção de adesivo à base de cianocrilato (Superbonder, Loctite, São Paulo, Brasil) foi aplicada sobre a superfície de contato dos extensômetros e, depois do posicionamento adequado, foi exercida uma pressão digital interposta por uma folha plástica maleável por um período de 3 minutos (Fig. 13). Os fios de cobre provenientes dos extensômetros foram devidamente isolados com silicone na

configuração de circuito de 1/4 ponte de Wheatstone. Para cada implante foram montados dois *gauges* ativos.



Figura 13. Colagem dos extensômetros na região mesial e distal de cada implante

As extremidades estanhadas dos fios de cobre provenientes dos extensômetros foram soldadas com solda de estanho em um terminal colável de ligação tipo T-50. Posteriormente, estes foram soldados a cabos flexíveis blindados e conectados a entradas de um sistema de aquisição de dados (ASD2002; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP).

Aplicação das cargas

Cada extensômetro foi calibrado para medir em *microstrains* os valores de carga imposta. Foram realizados os mesmos testes de aplicação de carga descritos anteriormente. Cada ensaio foi realizado 5 vezes e os valores de tensão anotados, sendo que a cada ensaio esperou-se os valores de tensão zerar para verificar a ausência de deformação plástica. Os sinais elétricos foram captados por um aparelho de aquisição de dados (ADS2002; Lynx Tecnologia Eletrônica Ltda, São Paulo, SP) controlado por um computador, sendo processados por um *software* específico (AqDados 7; Lynx).

RESULTADOS

Análise Fotoelástica

Tabela 2- Quantidade de franjas de alta intensidade (transição verde-rosa) de acordo com o ponto (elemento) em que a carga foi aplicada.

Modelo	Carga Axial	Carga Oblíqua
I	6	10
II	5	11

De acordo com o número de franjas de alta intensidade

Os resultados (Tabela 2) mostraram que todos os grupos apresentaram números de franjas semelhantes (Figs 14 e 15). Houve um aumento do número de franjas, quando da aplicação de carga oblíqua, em todos os grupos (Figs 16 e 17).

De acordo à área de concentração das franjas

Em ambas as cargas axial (Figs 14 e 15) e oblíqua (Figs 16 e 17) todos os modelos apresentaram padrões de distribuição de tensões similares independente do tipo de conexão. Para carga axial, observou-se que as tensões se concentraram no ápice do implante. No entanto, na carga oblíqua as tensões concentraram-se também na região cervical do implante.

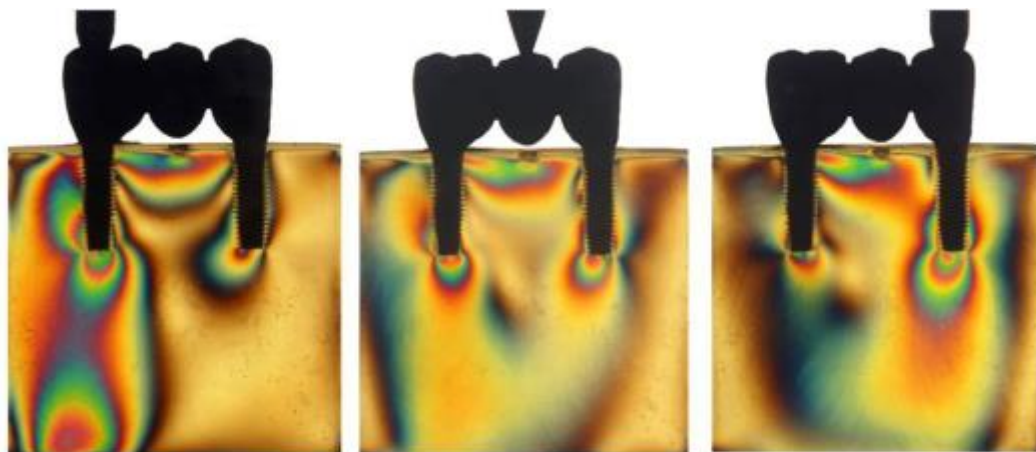


Figura 14: Distribuição das tensões no grupo I (carga axial)

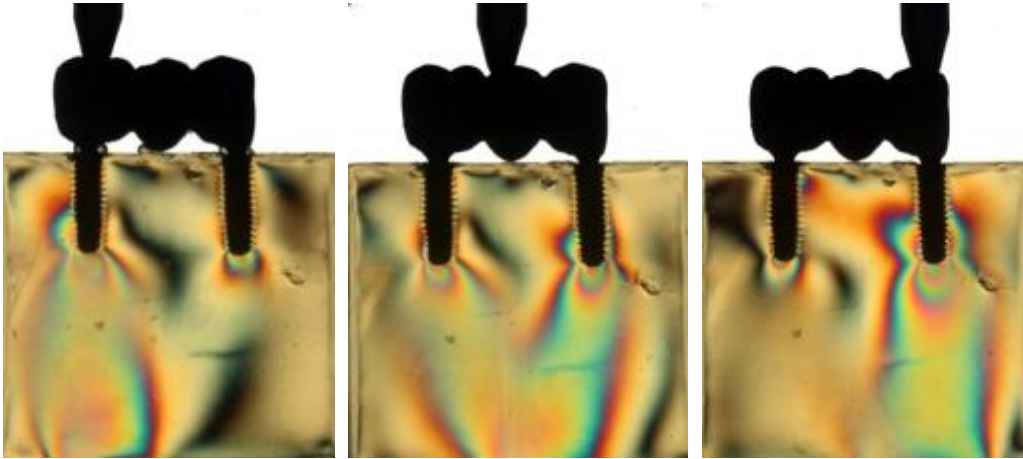


Figura 15: Distribuição das tensões no grupo II (carga axial)

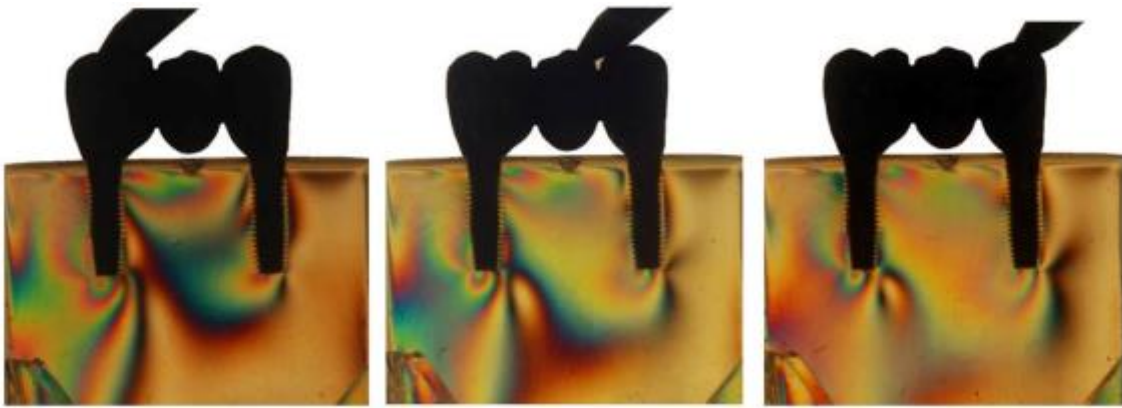


Figura 16: Distribuição das tensões no grupo I (carga oblíqua)

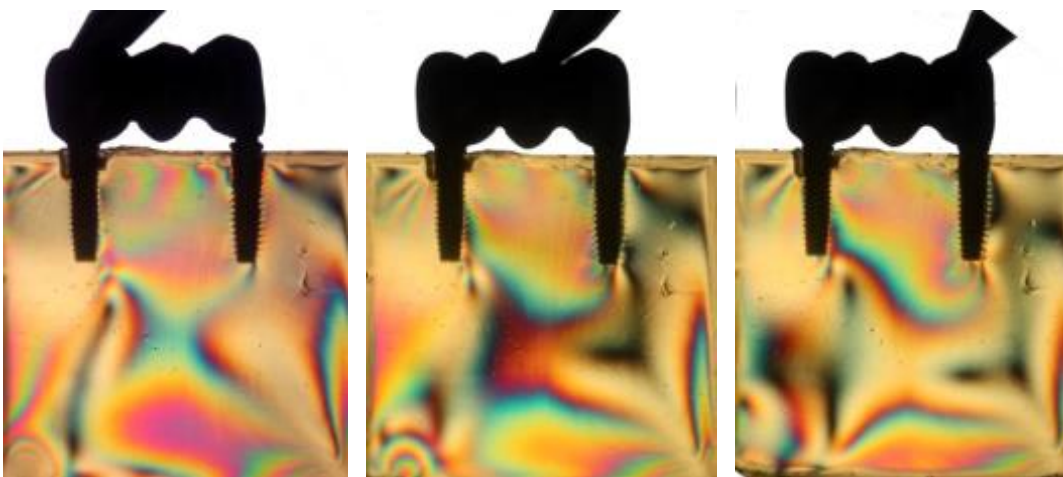


Figura 17: Distribuição das tensões no grupo II (carga oblíqua)

Análise extensométrica

Tabela 3. Análise de Variância (ANOVA) com comparação entre o tipo de conexão em próteses de três elementos submetidas à cargas axiais e oblíquas

Fatores de Variação	SS	df	MS	F	P
Conexão	10113.777	4	2528.444	37.042	<.001
Carga	92538.731	1	92538.731	1355.692	<.001
Conexão*Carga	7508.676	4	1877.169	27.501	<.001
Erro	2730.377	40	68.259		
Total	529318.957	50			

*P < 0.05 denota diferença estatística significante.

Pode-se observar que os sistemas de conexão e os tipos de cargas oclusais influenciaram na distribuição de tensão ($p < .001$).

Tabela 4. Valores médios (desvio padrão) do tipo de conexão em próteses de três elementos submetidas à cargas axiais e oblíquas.

Modelos	Cargas	
	Axial	Oblíqua
I	47.93 (4.66) Aa	100.58 (7.48) Ab
II	41.14 (4.27) Aa	128.61 (10.82) Bb

Médias seguidas de mesma letra maiúscula na coluna e minúscula na linha não diferem ao nível de 5% de significância ($P < 0.05$) pelo teste de Tukey.

Pela metodologia da extensometria, em ambos sistemas de conexão testados, houve maiores valores de tensão (*microstrains*) quando as próteses foram submetidas às cargas oblíquas quando comparadas às cargas axiais ($p < .001$).

Em relação ao sistema de conexão, quando cargas axiais foram aplicadas, não houve diferença estatística entre eles ($p > .05$). Quando cargas oblíquas foram aplicadas, o sistema

hexágono externo apresentou os menores valores de tensão (*microstrains*) e sistema *cone morse* os maiores valores. Houve diferença estatística entre ambos ($p < .05$).

DISCUSSÃO

A hipótese do estudo foi rejeitada, visto que não houve diferença entre os sistemas de conexão para carga axial, ainda, o sistema *cone morse* apresentou maiores valores de tensão para carga oblíqua.

É de vital importância não causar carga excessiva nos implantes, para obter maior longevidade do tratamento reabilitador. Por isso, é fundamental que o implante receba o mínimo de carga possível, pois, quando a sobrecarga ocorre, gradientes de deformação elevados excedem os limites fisiológicos do osso, causando vários danos ao sistema prótese/implante/osso^{1,3,5,10-17}. Diante disso, a seleção do sistema de conexão é um fator crítico para o sucesso das reabilitações implantorretidas. Notou-se que a interface pilar/implante tem influência importante na transferência de tensão, que pode vir ocasionar respostas biológicas adversas e complicações mecânicas^{1,2,6-18,23-28,31}. Sabe-se que a perfeita adaptação antes implante, pilar e componente é responsável pela estabilidade de todo sistema, proporcionando uma melhor distribuição das forças oclusais para o osso adjacente^{1-10,13-19, 23-28}.

Vários estudos^{1-3,5-13,16-21,28,30} demonstraram que a falta de adaptação existente entre implante e o pilar pode causar problemas de ordem mecânica pois, as forças oclusais podem acabar ultrapassando o limite fisiológico do osso e provocar falhas nas reabilitações, tais como a fratura de componentes e parafusos protéticos, perda da pé-carga ou a perda da osseointegração. Hekimoglu e colaboradores²⁵ destacaram que se a força exercida na interface osso/implante for excessiva, corresponde à grande responsável pela perda óssea marginal, assim motivando o estudo de microdeformações, através do qual definimos parâmetros que constatarem níveis considerados prejudiciais a esta interface.

Neste presente estudo observou, pela fotoelasticidade, que os dois grupos apresentaram, independente do tipo de carga aplicada (axial ou oblíqua) número de franjas de alta intensidade similares. Na carga axial, para a extensometria, não houve diferença entre os grupos. A diferença se deu entre as cargas (axial e oblíqua) em ambas conexões ($p < .001$) e na oblíqua entre os diferentes sistemas de conexões ($p < .001$). Em nosso estudo, a superioridade biomecânica do sistema *cone morse* em relação ao hexágono externo não ocorreu. Sendo que na carga axial não houve diferença estatística entre os sistemas de conexão (Tabela 4). Apesar

de que o grupo com o sistema *cone morse* apresentou os menores valores de tensão (41.14 ± 4.27). Diversos estudos^{1-3,6-12,14,15,30,31} ressaltam a superioridade do sistema *cone morse* e afirmam que este proporciona melhor distribuição de força do pilar protético ao implante, considerando que provoca melhor transmissão das cargas mastigatórias para as paredes internas do implante, fazendo com que o gradiente de tensão na região cervical seja distribuído ao osso de forma adequada, resguardando o parafuso de retenção do pilar protético e evitando que este se afrouxe. Ainda, apresenta melhor estabilidade do conjunto pilar protético/implante; menor perda óssea; e, devido ao cone ser produzido com maior precisão, apresenta grande retenção por atrito, tornando mais difícil a remoção do pilar do seu respectivo implante. Ademais, nesse sistema *cone morse*, a justaposição da interface implante e pilar se localiza no centro da plataforma do implante, longe do osso alveolar, deferente do sistema hexágono externo, que o pilar fica posicionado sobre toda a plataforma do implante e a interface com o pilar fica imediato ao tecido ósseo.

No entanto, apesar das vantagens das conexões internas em relação ao sistema de hexágono externo, comparações parecem ser ainda muito divergentes, pois outros autores não encontraram diferenças entre os sistemas de conexão ou acharam diferença apenas para cargas oblíquas^{13-19,26,31}.

Na aplicação da carga oblíqua, nos dois grupos houve aumento de tensão (Tabelas 2 e 4), independente da análise feita (análise fotoelástica ou extensométrica). Tem-se conhecimento de que forças oblíquas geram maior tensão na região cervical do implante, tendo como resultado uma maior chance de se ter um processo de reabsorção óssea e fratura do componente. Naveau e colaboradores¹⁰ demonstraram que a perda óssea em nível cervical está relacionada à concentração de tensão nesta área. Os dois principais tipos de forças existentes, que atuam sobre o implante, que devem ser consideradas são: força oblíqua e força axial. A força axial é mais favorável à medida que distribui a tensão mais uniformemente ao longo do eixo do implante, ao contrário da força oblíqua, que gera uma tensão maior sobre o implante e tecido ósseo.

Na análise extensométrica quando cargas oblíquas foram aplicadas houve diferença estatística entre os sistemas de conexão ($p < .05$), sendo que o sistema hexágono externo apresentou os menores valores de tensão e sistema *cone morse* os maiores valores, desse modo, apesar dos sistemas de encaixes internos apresentarem uma grande área de contato e resistência friccional na região de interface implante-pilar intermediário, provendo uma conexão segura^{4-9,26} sua superioridade biomecânica é demonstrada em próteses unitárias^{2,5,9,11} não ocorrendo quando realizamos dois ou mais implantes. Possivelmente quando realizamos a

união dos implantes com conexão interna, as figuras geométricas internas dos implantes tornam a instalação correta dos implantes um aspecto de fundamental importância para o sucesso da reabilitação. Pois, uma mínima falta de paralelismo pode influenciar na concentração de tensões provocada pelo seu sistema de conexão.

Goiato e colaboradores³, também avaliaram por meio de análise fotoelástica, o comportamento biomecânico de próteses parafusadas implantossuportadas com diferentes tipos de sistemas de conexão (hexágono externo (HE) e *cone morse* (CM)), com coroas unitárias ou 3 elementos unidas. Os resultados mostraram que a coroa unitária (CM) apresentou menor número de franjas que a com o sistema (HE) em ambos os tipos de cargas (axial e oblíqua). No entanto, nas coroas de 3 elementos unidas (CM) os valores de tensão foram maiores. Houve um aumento do número de franjas de alta intensidade, quando da aplicação de carga oblíqua nos dois grupos. Os autores concluíram que o tipo de sistema de conexão do implante influenciou diretamente na distribuição das tensões tanto em prótese unitária ou de 3 elementos unidas. Sendo que o melhor sistema para prótese unitária foi o *cone morse*. Os autores ressaltaram, ainda, que clinicamente é muito difícil obter paralelismo entre implantes para próteses múltiplas unidas, situação fundamental para a utilização do sistema de conexão interna nestes casos, permanecendo ainda a indicação de implantes múltiplos unidos com hexágono externo.

CONCLUSÃO

Dentro das limitações do estudo conclui-se que:

- Os sistemas de conexões testados influenciaram diretamente na distribuição da tensão nos dois tipos de cargas.
- Em próteses múltiplas, o sistema de conexão *cone morse* não é superior na distribuição de tensão ao sistema hexágono externo, especialmente quando são submetidos a carga oblíqua.

REFERÊNCIAS

1. Gehrke SA, Pereira FA. Changes in the Abutment-Implant Interface in Morse Taper Implant Connections After Mechanical Cycling: A Pilot Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29:791-797.
2. Rabelo SC, Omonte SV, Vieira SP, Seraidarian PI. Morse taper internal connection implants: would abutment reseating influence retention? *Braz J Oral Sci* 2015;14:209-213.
3. Goiato MC, Pesqueira AA, Falcón-Antenucci RM, Santos DM, Haddad MF, Bannwart LC, Moreno A. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. *Acta Odontol. Scand* 2013;71:283-288.
4. Goiato MC, Tonella BP, Ribeiro PP, Ferraço R, Pellizer EP. Methods used for assessing stresses in buccomaxillary prostheses: photoelasticity, finite element technique, and extensometry. *J. Craniofac. Surg* 2009;20:561-564.
5. Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: A systematic review. *J Biomed Mater Res A*. 2014;102:552-74.
6. Rebeeah HA, Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy E, Clelland N, Brantley W. Comparison of 3D displacements of screw-retained zirconia implant crowns into implants with different internal connections with respect to screw tightening. *J Prosthet Dent* 2017;17:30213-5.
7. Vigolo P, Gracis S, Carboncini F, Mutinelli S; AIOP (Italian Academy of Prosthetic Dentistry) Clinical Research Group. Internal- vs External-Connection Single Implants: A Retrospective Study in an Italian Population Treated by Certified Prosthodontists. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:1385-1396.
8. Seol HW, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Kim SK. Axial displacement of external and internal implant-abutment connection evaluated by linear mixed model analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2015;30:1387-99.
9. de Oliveira Silva TS, Mendes Alencar SM, da Silva Valente V, de Moura CDVS. Effect of internal hexagonal index on removal torque and tensile removal force of different Morse taper connection abutments. *J Prosthet Dent* 2017;117:621-627.
10. Yilmaz B, Seidt JD, McGlumphy EA, Clelland NL. Displacement of screw-retained single crowns into implants with conical internal connections. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:803-6.

11. Jorge JR, Barao VA, Delben JA, Assuncao WG. The role of implant/abutment system on torque maintenance of retention screws and vertical misfit of implant-supported crowns before and after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:415-22.
12. Asvanund B. A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dent.* 2014;23:206-11.
13. Cumbo C, Marigo L, Somma F, La Torre G, Minciocchi I, D'Addona A. Implant platform switching concept: a literature review. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2013;17:392-7.
14. Gracis S, P. Vigolo and M. Zwahlen M. Internal vs . external connections for abutments / reconstructions : a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:202-16.
15. Gehrke SA, Shibli JA, Aramburú Junior JS, de Val JE3, Calvo-Girardo JL, Dedavid BA. Effects of different torque levels on the implant-abutment interface in a conical internal connection. *Braz Oral Res [online].* 2016;30:e40
16. Naveau A, Renault P, Pierrisnard L. Effects of vertical interarch space and abutment height on stress distributions: a 3D finite element analysis. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17:90-4.
17. Mangano F, Macchi A, Caprioglio A, Sammons RL, Piattelli A, Mangano C. Survival and complication rates of fixed restorations supported by locking-taper implants: a prospective study with 1 to 10 years of follow-up. *J Prosthodont.* 2014; 23: 434-44.4.
18. Akça K, Çehreli MC. A Photoelastic and Strain-Gauge analysis of Interface Force Transmission of Internal-Cone Implants. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2008;28:391-9.
19. Michalakakis KX, Calvani PL, Muftu S, Pissiotis A, Hirayama H. The effect of different implant-abutment connections on screw joint stability. *J Oral Implantol* 2014;40:146-52.
20. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite elemento analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J. Oral. Implantol.* 2008;34:1-6.
21. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* 2008;23:681-690.
22. Khraisat A1, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an external hexagon implant system. *J Prosthet Dent.* 2004;91:326-34.
23. Shen WL, Chen CS, Hsu ML. Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int. J. Oral. Maxillofac. Implants.* 2010;25:901-910.
24. Turcio KHM, Goiato MC, Gennari-Filho H, Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J. Craniofac. Surg.* 2009;20:471-474.

25. Hekimoglu C, Anil N, Cehreli M. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. *J. Prosthet. Dent.* 2004;92: 441-446.
26. Cehreli MC1, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16:540-8.
27. Astrand P, Engquist B, Dahlgren S, Gröndahl K, Engquist E, Feldmann H. Astra Tech and Brånemark system implants: a 5-year prospective study of marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:413-20.
28. Laurell L1, Lundgren D. Marginal bone level changes at dental implants after 5 years in function: a meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13:19-28.
29. Ravald N1, Dahlgren S, Teiwik A, Gröndahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Brånemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:1144-51.
30. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant- abutment connection: a short communication. *J. Oral. Rehab.* 2006;33:75-78.
31. Lee JH, Kim DG, Park CJ, Cho LR. Axial displacements in external and internal implant-abutment connection. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:e83-9.