

LETÍCIA CERRI MAZZA

**Avaliação comparativa entre diferentes sistemas de conexões na
biomecânica de próteses fixas implantossuportadas de três
elementos quando submetidas a cargas axiais e oblíquas por meio
da análise fotoelástica e extensométrica**

Araçatuba, SP
2016





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

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARAÇATUBA
DEPARTAMENTO DE MATERIAIS ODONTOLÓGICOS E PRÓTESE

LETÍCIA CERRI MAZZA

**Avaliação comparativa entre diferentes sistemas de conexões na
biomecânica de próteses fixas implantossuportadas de três
elementos quando submetidas a cargas axiais e oblíquas por meio
da 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 - SP

2016

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Carlos e Néia, agradeço por não desistirem de mim e por não me deixarem desistir de mim. Obrigada por me apoiarem nessa jornada, desde o primeiro dia em que passei no vestibular, mesmo nem sabendo onde ficava a tal Araçatuba nós chegamos aqui, sei que durante esta jornada foi difícil muitas vezes, mas conseguimos. Devo esta conquista a vocês.

AGRADECIMENTO

À **Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”**, na pessoa do diretor da Faculdade de Odontologia de Araçatuba Prof. Wilson Roberto Poi e do vice-diretor Prof. João Eduardo Gomes Filho

À **Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo**, pela concessão da bolsa de Iniciação Científica e pelo apoio financeiro para a realização da pesquisa.

Ao **Prof. Aldiéris Alves Pesqueira**, pela orientação e treinamento na disciplina de Prótese Parcial Fixa, na orientação de Iniciação Científica e orientação no Trabalho de Conclusão de Curso. E principalmente agradecer pelo ensinamento, paciência, conselhos, ajuda, dedicação e claro, por todas as broncas em tom de brincadeira.

Agradeço pela confiança que o senhor depositou em mim para a execução deste trabalho e por me conceder esta oportunidade de tê-lo como orientador, onde o senhor me faz acreditar que estou no caminho certo.

Muito obrigada pela amizade, tenho um carinho enorme pelo senhor.

Ao **Sandro “Melhor Pessoa” Basso Bitencourt** pelo companheirismo, pelas risadas, por toda a ajuda, que mesmo tendo mil coisas pra fazer sempre arrumou tempo para me ajudar. Agradeço por cada vez que eu queria jogar as amostras fora e você, com seu super

otimismo, me fazia acalmar e falava que tudo ia dar certo. Admiro a sua paixão pela profissão, dedicação e competência.

Ao **Rodrigo Antonio de Medeiros** pelos ensinamentos que foram essenciais para a realização deste trabalho, e pela paciência e tranquilidade ao ensinar. Com certeza já é um grande professor, e só desejo muito sucesso e mais conquistas. Obrigada pela amizade, pelas brincadeiras e por toda a ajuda.

À **Caroline de Freitas Jorge**, obrigada pela ajuda na realização de todo o trabalho, pelo companheirismo, principalmente nos finais de semanas realizando os testes e obrigada pela amizade.

À **todos os professores da Faculdade de Odontologia de Araçatuba** pelos ensinamentos e todos os **funcionários** que nos tratam com tanta atenção.

À **toda a minha família**, que torcem para o meu sucesso. Agradeço pelos momentos que estivemos juntos e a compreensão pelos que não pude comparecer.

À minha amiga, irmã, companheira **Thaís de Oliveira Fortes**, que sempre acreditou em mim mais do eu mesma acreditava, por nunca me incentivar a desistir e sim só me incentivar a querer lutar mais e mais, e sempre pelo “calma Nega, logo logo você se forma e tem sem dinheirinho”. Obrigada por sempre estar lá pra mim, por me atender de madrugada mesmo você não lembrando nadinha do que eu falei no dia seguinte. Obrigada por me compreender melhor do que eu.

À minha amiga **Marina Araujo Cavinatti**, por todos esses anos de amizade, desde o primeiro dia de faculdade. Obrigada por me ajudar,

agradeço também a sua Mamis, que sempre esteve pronta para nos ajudar. Agradeço pelo companheirismo, por me emprestar suas cachorras quando eu estava triste, por cuidar de mim, ou pelo menos tentar, né? Obrigada por tudo, e sei que essa amizade não acaba junto com a faculdade.

Às minhas queridas amigas **Danielle Almeida** e **Caroline Arai** que me aturam todos os dias, agradeço pela compreensão e ajuda durante todos esses anos, o companheirismo e a preocupação. Obrigada por cada dia que demos risadas juntas, que festamos juntas, que discutimos juntas (sorte que foi poucos), que caímos juntas, que saímos comer gordices juntas, que fomos na Visual juntas, que almoçamos juntas. Vocês se tornaram minha família em Araçatuba, que vou sentir muita saudade.

Ao meu refúgio, minha Pilantra, que sempre está me esperando, que nunca me abandonou, e sempre esteve lá quando precisei de um abraço.

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

Charles Chaplin

MAZZA, LC. **Avaliação comparativa entre diferentes sistemas de conexões na biomecânica de próteses fixas implantossuportadas de três elementos quando submetidas a cargas axiais e oblíquas por meio da análise fotoelástica e extensométrica.** 2016. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araçatuba, 2016.

RESUMO

Atualmente, os sistemas de conexões dos implantes existentes no mercado podem apresentar diversas configurações. É fundamental o conhecimento de cada um desses modelos, seu efeito na transmissão da tensão e a interação entre eles, para otimizar a distribuição da carga mastigatória por meio das próteses e destas para os implantes e osso de suporte. Desse modo, o presente estudo teve por objetivo 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), cone morse (CM), hexágono interno morse (HIM), cone morse hexagonal (CMH) e cone morse friccional (CMF) e diferentes tipos de cargas oclusais (axiais e oblíquas). Os corpos de prova foram divididos em 05 grupos de 01 espécime cada para a análise fotoelástica e cinco grupos de 05 espécimes cada para a extensométrica. Foram confeccionados trinta modelos, destes 05 foram de resina fotoelástica (PL-2) e 25 de poliuretano (F160). Para cada grupo foi confeccionada uma prótese de 3 elementos sobre dois implantes de 11,5x4 mm (Osteofit). No teste da fotoelasticidade, o conjunto modelo fotoelástico/implante/prótese foi posicionado em um polariscópio circular e foram aplicadas cargas de 100 N, em direção axial e oblíqua (45°), em pontos fixos da superfície oclusal das coroas com ajuda de uma máquina ensaio universal (EMIC). As tensões geradas foram registradas fotograficamente e analisadas qualitativamente. Para a extensometria, 2 extensômetros elétricos de resistência foram posicionados na região aonde corresponderia a crista óssea mesial e distal de cada implante e os sinais elétricos foram captados por um aparelho de aquisição de dados. Os dados foram submetidos a ANOVA e ao teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Pela fotoelasticidade, na carga axial todos os grupos apresentaram número de franjas de alta intensidade similares; em todos os grupos houve aumento das tensões na carga oblíqua. Para a extensometria, na carga axial, houve diferença estatisticamente significativa apenas entre o grupo CM e CMH ($p=0,017$). Na carga oblíqua, houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos, com exceção dos implantes CM e HIM ($p=0,239$). Os sistemas de conexão testados influenciaram diretamente na distribuição da tensão em ambos tipos de cargas oclusais.

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

MAZZA, LC. **Evaluation between different systems of connections in the biomechanics of implant-supported fixed prosthesis of three elements when subjected to axial and oblique loads through photoelastic and extensometric analysis.** 2016. . Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado) – Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Araçatuba, 2016.

ABSTRACT

Currently, the connections systems of implants that exist on the market may have different configurations. It is fundamental the knowledge of each of these models, its effect on the stress transmission and the interaction between them, to optimize the distribution of masticatory load by means of these prostheses, and those for implants and to support bone. Thereby, the aim of this present study was to evaluate, through photoelastic and strain gauge analysis, the biomechanical behavior of implant-supported 3 elements prosthesis with different types of connections: external hexagon (EH), morse taper (MT), internal morse hexagon (IMH), morse taper hexagonon (MTH) and frictional morse taper (FMT) and different types of occlusal loads (axial and oblique). The specimens were divided into 05 groups of 01 specimens each for photoelastic analysis and 05 groups of 05 specimens each for strain gauge analysis. Thirty models were made, 5 of photoelastic resin (PL-2) and 25 of polyurethane (F160). For each group was made a 3 elements dental prosthesis on 2 implants of 11,5x4mm (Osteofit). In photoelasticity test, a photoelastic model set/implant/prosthesis were positioned in a circular polariscope, and then loads were applied of 100 N, on axial and oblique direction (45°), in fixed points of the occlusal surface of the prosthetic crown with support of a universal testing machine (EMIC). The generated stress were photographically recorded and analyzed qualitatively. For strain gauge analysis, 2 strain gauges of resistance were placed in the region where corresponds to mesial and distal bone crest of each implant and the electric signals were captured by a data acquisition device. The data were submitted to ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). By photoelasticity, in the axial load, all groups showed similar number of high-intensity fringes; in all groups there was increased tension in the oblique load. For the strain gauge analysis, in the axial load, there was a statistically significant difference only between the MT and MTH group ($p = 0.017$). In oblique load, there was a statistically significant difference between all groups except the MT implants and IMH ($p = 0.239$). The connection systems tested directly influenced on the stress distribution in both types of occlusal loads.

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

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Matriz (Bloco Metálico)	17
Figura 2	Altura da matriz (Bloco Metálico)	17
Figura 3	Largura da matriz (Bloco Metálico)	17
Figura 4	Espessura da matriz (Bloco Metálico)	17
Figura 5	Silicone artesanal (a) e duplicação do bloco metálico com silicone artesanal (b).	17
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).	18
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).	19
Figura 8	Blocos de gesso fixados à placa de vidro (a), isolamento dos modelos com cera (b) e vazamento de silicone sobre os modelos de gesso (c).	19
Figura 9	Resina fotoelástica PL 2 (a), manipulação e vazamento da resina fotoelástica (b) e resina sob pressão de 40 lbf/pol ² (c).	20
Figura 10	Resina F160 (a) e blocos de poliuretano finalizados (b)	21
Figura 11	Enceramento das coroas (a) e coroas fundidas (b).	21
Figura 12	Máquina de Ensaio Universal (EMIC) e polariscópio	22
Figura 13	Ordem das Franjas	23
Figura 14	Colagem dos extensômetros na região mesial e distal de cada implante	24
Figura 15	Extensômetros soldados em um terminal colável de ligação tipo T-50	24
Figura 16	Sistema de aquisição de dados ASD 2000 (a) e aplicação de carga axial 100N (b) e olíqua de 50 N (c)	25
Figura 17	Distribuição das tensões no grupo I (carga axial)	27
Figura 18	Distribuição das tensões no grupo II (carga axial)	27

Figura 19	Distribuição das tensões no grupo III (carga axial)	27
Figura 20	Distribuição das tensões no grupo IV (carga axial)	28
Figura 21	Distribuição das tensões no grupo V (carga axial)	28
Figura 22	Distribuição das tensões no grupo I (carga oblíqua)	28
Figura 23	Distribuição das tensões no grupo II (carga oblíqua)	29
Figura 24	Distribuição das tensões no grupo III (carga oblíqua)	29
Figura 25	Distribuição das tensões no grupo IV (carga oblíqua)	29
Figura 26	Distribuição das tensões no grupo V (carga oblíqua)	30

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Divisão dos grupos testados	16
Tabela 2:	Quantidade de franjas de alta intensidade (transição verde-rosa) de acordo com o ponto (elemento) em que a carga foi aplicada.	26
Tabela 3:	Análise de Variância (ANOVA) com comparação entre o tipo de conexão em próteses de três elementos submetidas à cargas axiais	30
Tabela 4:	Valores médios (desvio padrão) do tipo de conexão em próteses de três elementos submetidas à cargas axiais e oblíquas.	31

LISTA DE ABREVIATURAS

HE= Hexágono externo

CM= Cone morse

HIM= Hexágono Interno Morse

CMH = Cone Morse Hexagonal

CMF= Cone Morse Friccional

lbf/pol = Libra Força por Polegada Quadrada

Ni-Cr= Níquel – Cromo

N = Newton

ANOVA= Análise de Variância

SUMÁRIO

1	Introdução	14
2	Objetivo	15
3	Material e Método	16
4	Resultados	26
5	Discussão	32
6	Conclusão	35
7	Referências	36

INTRODUÇÃO

A utilização de implantes dentais osseointegrados proporcionaram novas modalidades de reabilitações protéticas de pacientes parcial ou totalmente desdentados, com alto índice de sucesso (97% a 99%)¹, resultando em maior eficiência mastigatória, satisfação e, conseqüentemente, melhora na qualidade de vida dos pacientes²⁻⁵. Entretanto, para que o sucesso do tratamento reabilitador com implantes seja alcançado, devem ser considerados, além dos fatores biológicos na integração dos tecidos ao implante, fatores mecânicos inerentes ao desenho dos sistemas^{1,3,5}.

A maior parte de falhas de implantes é devido a fatores mecânicos (90%)³⁻⁵. Portanto, é fundamental o conhecimento dos fatores que influenciam na transmissão da tensão e a interação entre eles, para otimizar a distribuição da carga mastigatória, por meio das próteses e destas para os implantes e osso de suporte³⁻⁵. Vários estudos¹⁻¹⁰ demonstraram que o tipo de conexão de um pilar com o implante é um parâmetro fundamental ao avaliar o comportamento biomecânico de próteses sobre implante, pois a precisa adaptação entre o implante, pilar e componentes protéticos é responsável pela estabilidade de todo o sistema implante protético, proporcionando melhor distribuição das cargas oclusais para o osso circundante.

No intuito de melhorar a distribuição de carga entre implante/osso diferentes tipos de conexões internas de implantes foram introduzidos no mercado^{3,4,7,8}, estes destacam-se, quando comparados às externas, por transferir menor tensão aos implantes quando submetidos a cargas oclusais, reduzir a fadiga dos parafusos protéticos, obter um melhor vedamento biológico, maior resistência mecânica e melhor estética na região cervical^{2,3,5,11-15}.

Atualmente, um dos principais desafios enfrentados na implantodontia é conseguir uma conexão implante-pilar que atenda satisfatoriamente aos princípios biomecânicos². Por isso, a significância do aspecto biomecânico do tratamento com implantes tem sido enfatizada e tem-se procurado medidas seguras que definam os limites da transmissão de forças aos implantes dentários^{3-5,6,8-17}. Diversos estudos^{1-8,10,11,12,14-17} foram realizados no intuito de introduzir métodos que avaliassem o comportamento do tecido ósseo nas regiões circunjacentes aos implantes. Dentre eles, destaca-se a análise fotoelástica^{3,4,17}, cuja aplicação é devidamente consagrada na Odontologia, pois vem sendo utilizada para a análise da formação de tensões induzidas no sistema prótese/implante/osso em estudos que simulam as condições mecânicas clínicas existentes neste tipo de reabilitação, sendo um método já testado, viável, de relativa facilidade de construção dos modelos e de interpretação dos

resultados. Além disso, o processo fotoelástico possibilita observar a distribuição de tensões em toda a estrutura, permitindo uma percepção geral sobre o comportamento das tensões.

Outra metodologia muito utilizada para avaliar o comportamento biomecânico de implantes é a extensometria^{4,6,18,19}, utilizada para avaliar tensões em próteses, implantes e dentes, tanto em estudos *in vivo*¹⁹ como *in vitro*^{2,8,28}. Alguns autores utilizam a técnica da extensometria associada a técnica da fotoelasticidade^{4,12}. É importante ressaltar que vários estudos^{4,12,19} mostraram que nenhuma das formas de análise possui total preponderância sobre outra, resultando em um consenso entre pesquisadores de que as análises se complementam, sendo utilizados em associação em seus trabalhos.

Atualmente o sucesso ou o insucesso do tratamento com implantes osseointegrados está relacionado com maneira como as cargas são transmitidas e absorvidas pelo tecido ósseo vizinho. Existe um vasto número de publicações sobre os efeitos da posição e angulação do implante, magnitude e direção da carga, desenho do implante (forma, comprimento, diâmetro), característica da superfície do implante, o tipo de prótese, a quantidade e qualidade do tecido ósseo circundante e tipo de conexão protética na distribuição de cargas em próteses sobre implante. No entanto, as informações sobre distribuição de forças avaliando diferentes tipos de conexões internas são raras.

Objetivos

Desse modo, o objetivo do presente 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), cone morse (CM), hexágono interno morse (HIM), cone morse hexagonal (CMH) e cone morse friccional (CMF) e diferentes tipos de cargas oclusais (axiais e oblíquas).

Hipótese

A hipótese deste estudo é que o tipo de conexão influenciaria nos valores de tensão de próteses fixas implantossuportadas de três elementos.

MATERIAL E MÉTODO

Divisão dos grupos

Os corpos de prova foram divididos em 05 grupos de 01 espécime cada para a análise fotoelástica e cinco 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	Osteofit	Hexágono externo	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional
II	Osteofit	Cone morse	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional
III	Osteofit	Hexágono interno morse	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional
IV	Osteofit	Cone morse hexagonal	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional
V	Osteofit	Cone morse friccional	11,5x4 mm	3 elementos	FlexCone	Rotacional

Confeccção dos modelos

Foram confeccionados trinta modelos, destes 5 foram de resina fotoelástica (PL-2, Vishay, Micro-Measurements Group, Inc Raleigh, N.C. EUA) e 25 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 (Osteofit, 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 confeccção de 05 blocos de gesso (Fig. 6).




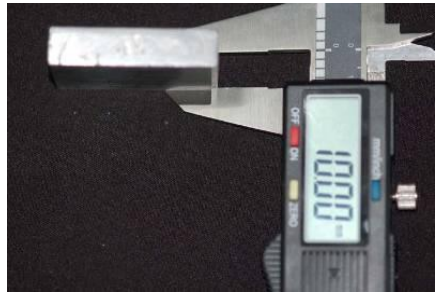
	
<p>Figura 1. Matriz (Bloco Metálico)</p>	<p>Figura 2. Altura da matriz (Bloco Metálico)</p>
	
<p>Figura 3. Largura da matriz (Bloco Metálico)</p>	<p>Figura 4. Espessura da matriz (Bloco Metálico)</p>



Figura 5. Silicone artesanal (a) e duplicação do bloco metálico com silicone artesanal (b).

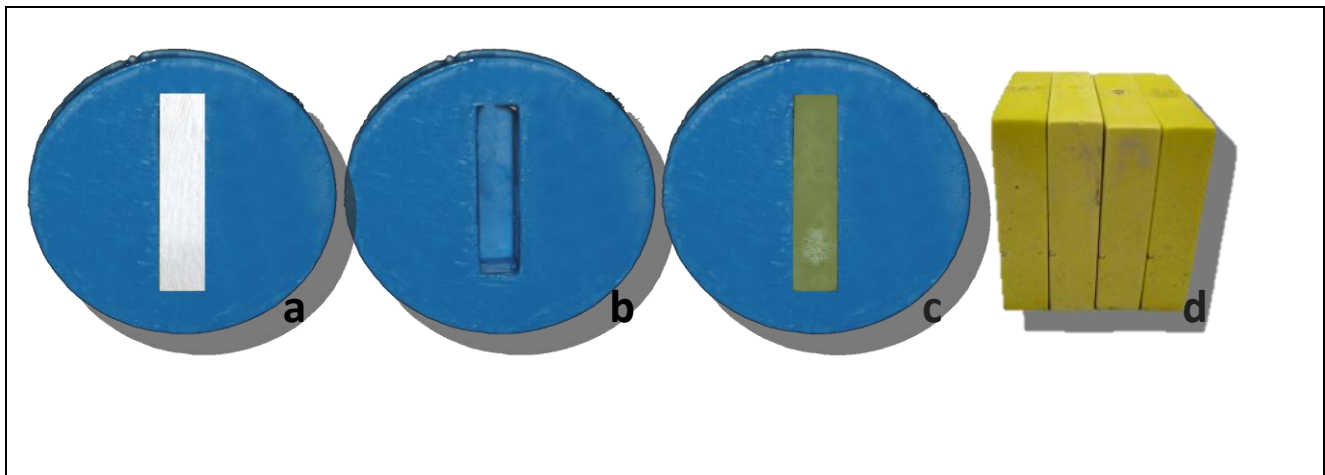


Figura 6. Matriz de silicone com bloco metálico (a), matriz de silicone de duplicação (b), matriz de silicone com bloco de gesso (c) e blocos de gesso especial tipo IV (Durone) (d).

Confecção dos modelos fotoelásticos e de poliuretano

Posteriormente, os modelos de gesso foram perfurados para receber os dois análogos (Osteofit, Campo Largo, Paraná, Brasil) correspondentes a cada grupo. Esses análogos foram conectados com seus respectivos transferentes quadrados (Osteofit, 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 (modelos com 2 implantes) (Fig. 7c). 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 (Fig. 8).

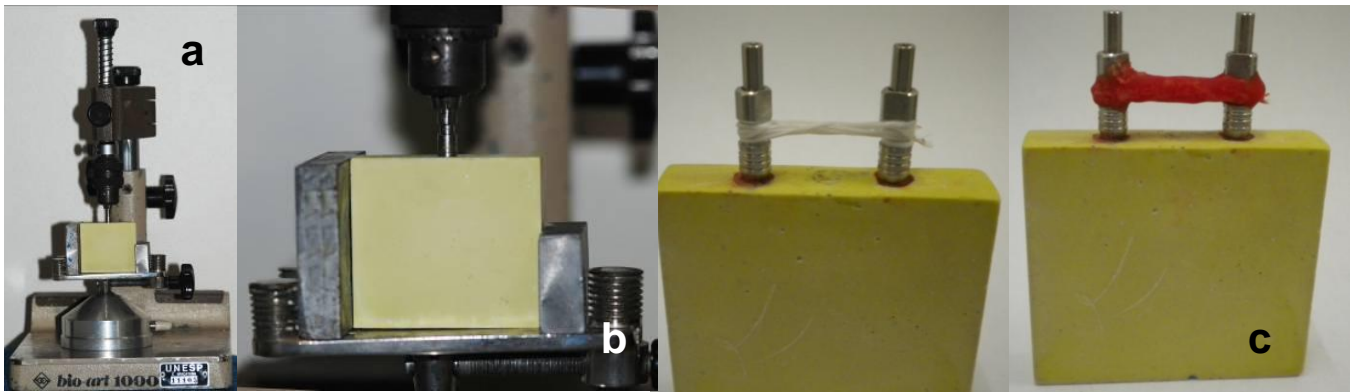


Figura 7. Posicionamento do análogo com ajuda do delineador (a), blocos de gesso especial com seus respectivos análogos (b) e esplintagem dos implantes com resina Duralay (c).

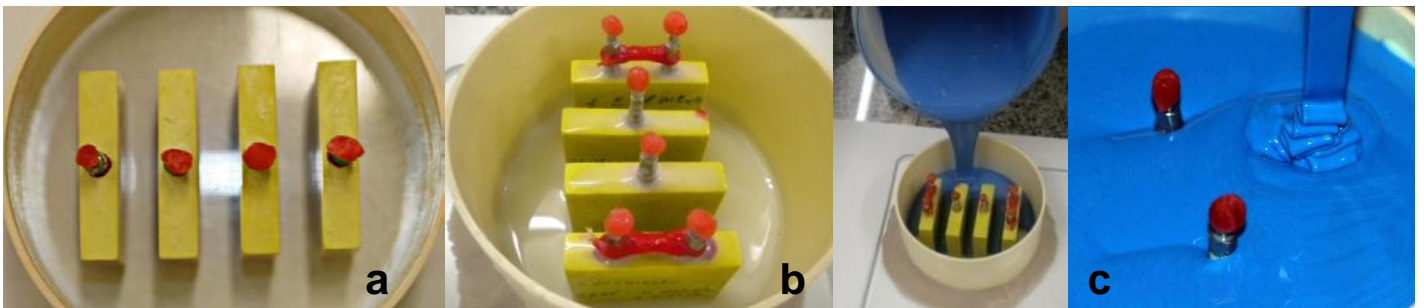


Figura 8. Blocos de gesso fixados à placa de vidro (a), isolamento dos modelos com cera (b) e vazamento de silicone sobre os modelos de gesso (c).

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 05 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. 9a) foi pesada em uma balança de precisão

digital (BEL, Equipamentos analítico, São Paulo, Brasil) e manipulada de acordo com as instruções do fabricante (Fig. 9b).

O molde foi aquecido em uma estufa até atingir 52°C de temperatura e preenchido com a resina (Fig. 9b). Posteriormente, foi colocado sob uma pressão de 40 lbf/pol² para a remoção de bolhas internas (Fig. 9c), 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 9. 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.10a). Este material é 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 até 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.10b).

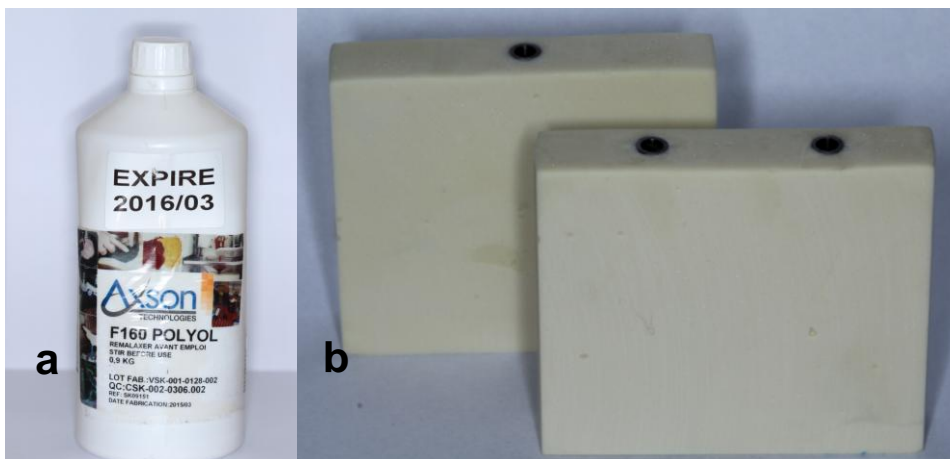


Figura 10. Resina F160 (a) e blocos de poliuretano finalizados (b)

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. 11a) 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. 11b).



Figura 11. 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 12).

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°.



Figura 12. Máquina de Ensaio Universal (EMIC) e polariscópio

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. 13) 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.

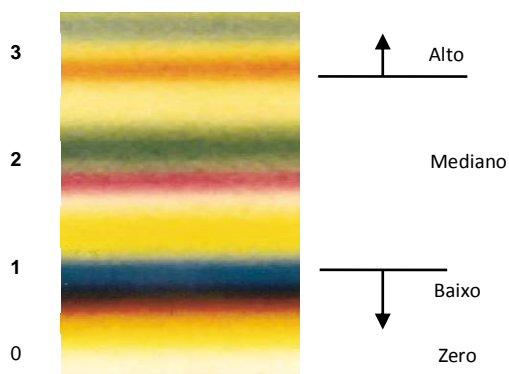


Figura 13. Ordem das Franjas

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 (Superbond, 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. 14). 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.

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,

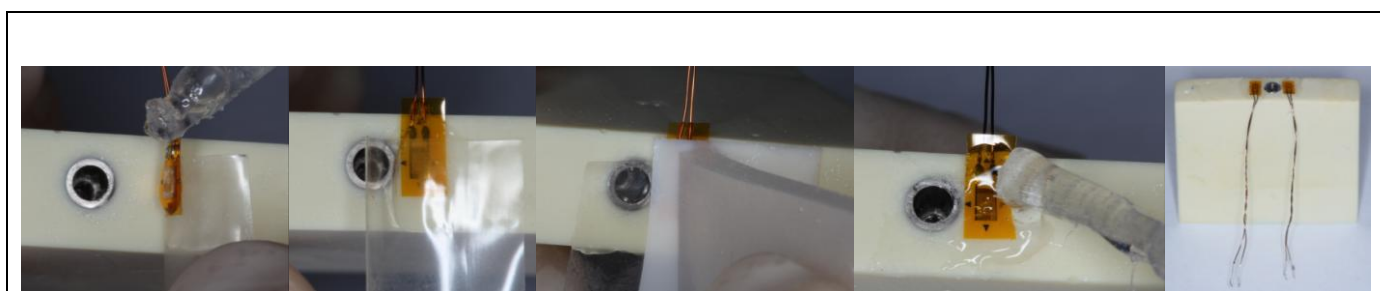


Figura 14. Colagem dos extensômetros na região mesial e distal de cada implante

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) (Fig. 15).

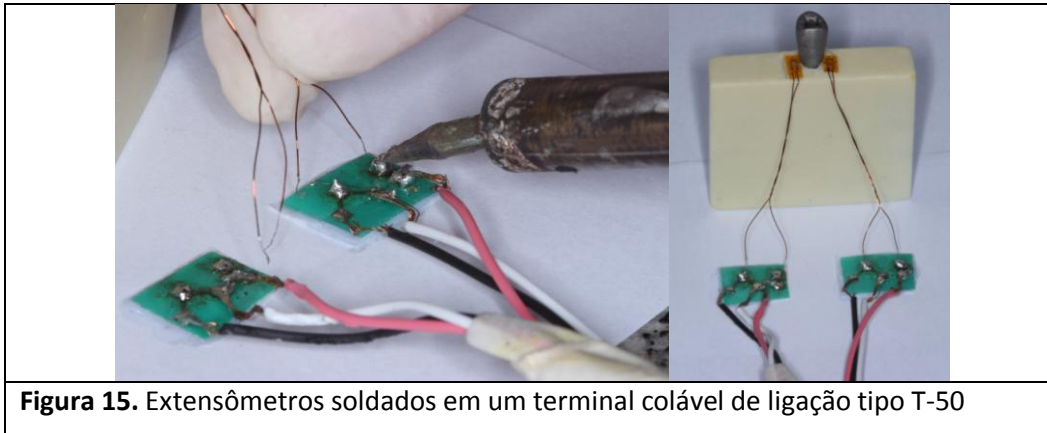


Figura 15. Extensômetros soldados em um terminal colável de ligação tipo T-50

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) (Fig. 16).

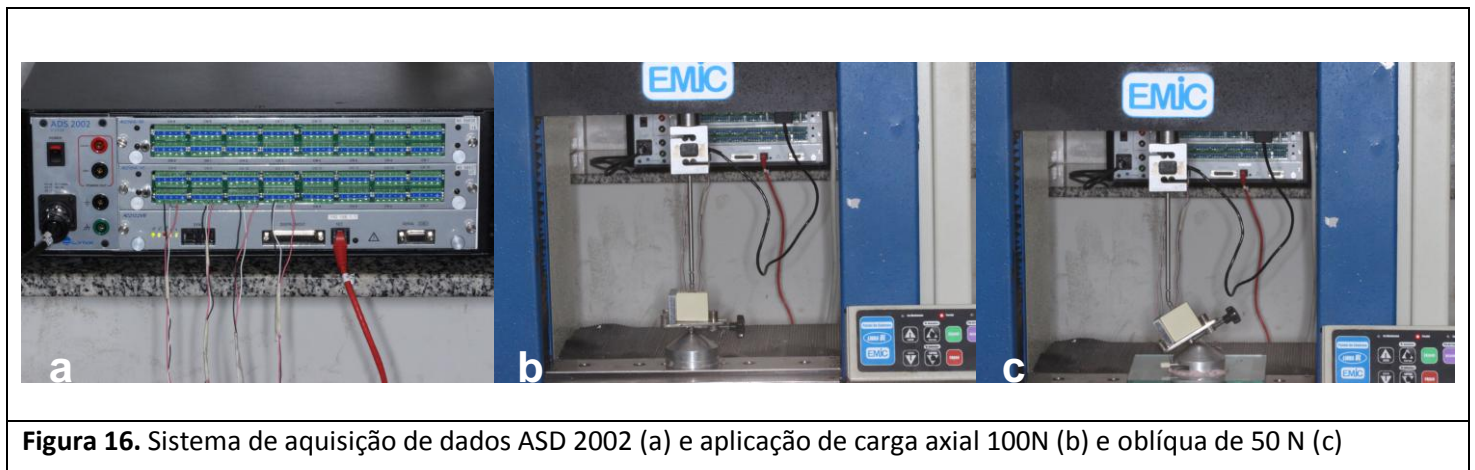


Figura 16. Sistema de aquisição de dados ASD 2002 (a) e aplicação de carga axial 100N (b) e oblíqua de 50 N (c)

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.

Modelos	Carga Axial			Carga Oblíqua		
	Elemento			Elemento		
	34	35	36	34	35	36
I	2	2	2	4	3	3
II	2	1	2	4	3	4
III	2	0	2	4	5	4
IV	2	1	2	6	4	5
V	2	0	1	4	4	6

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 17-26). Houve um aumento do número de franjas, quando da aplicação de carga oblíqua, em todos os grupos (Figs 22-26).

De acordo à área de concentração das franjas

Em ambas as cargas axial (Figs 17-21) e oblíqua (Figs 22-26) 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.

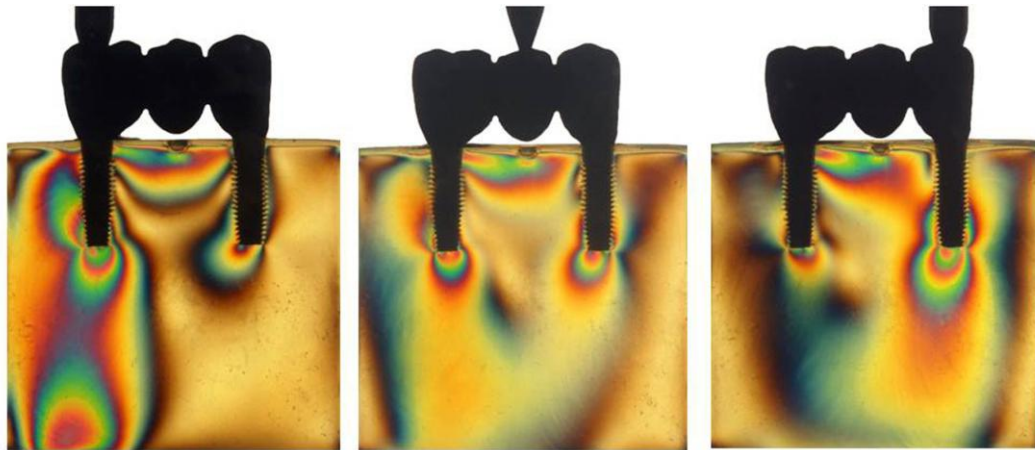


Figura 17: Distribuição das tensões no grupo I (carga axial)

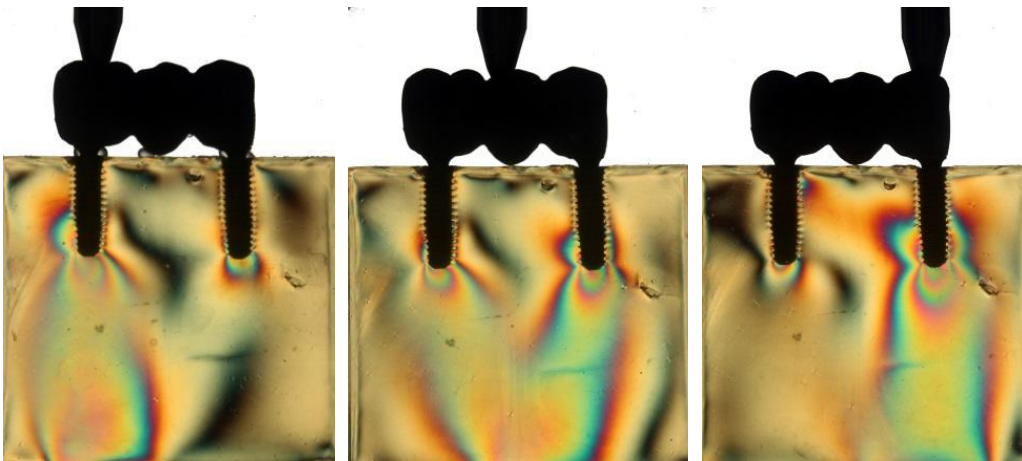


Figura 18: Distribuição das tensões no grupo II (carga axial)

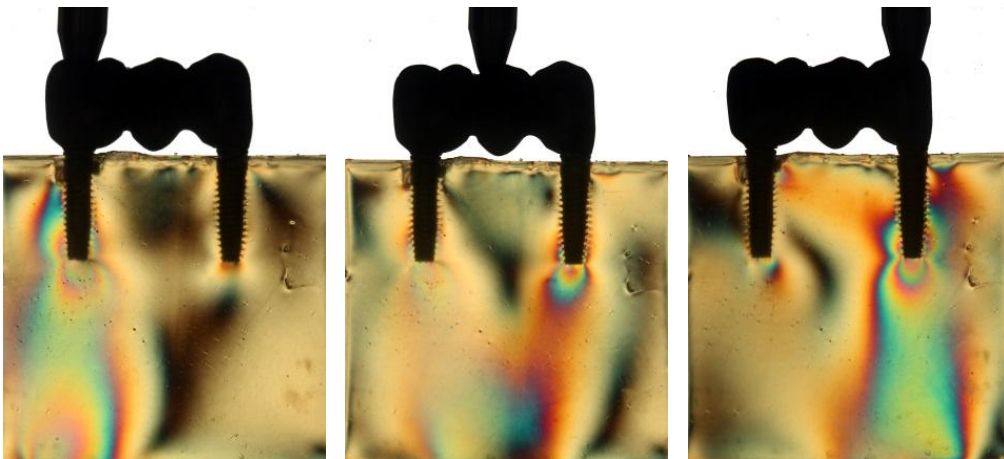


Figura 19: Distribuição das tensões no grupo III (carga axial)

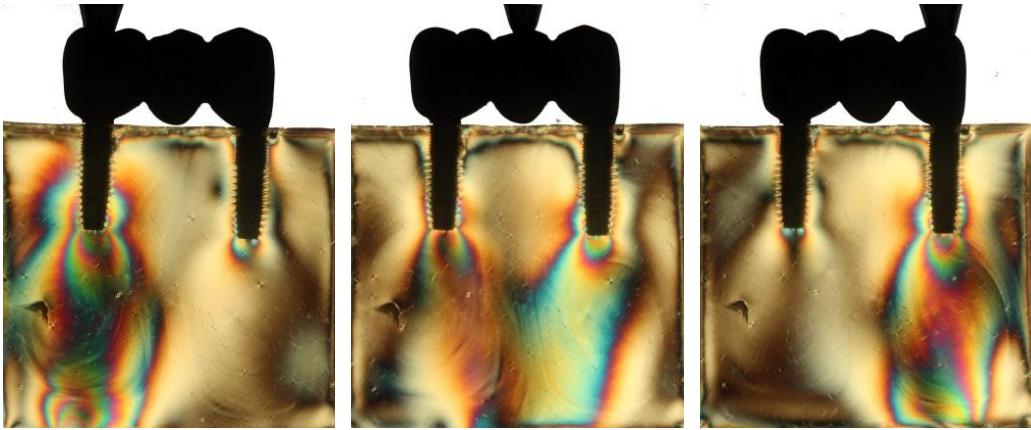


Figura 20: Distribuição das tensões no grupo IV (carga axial)

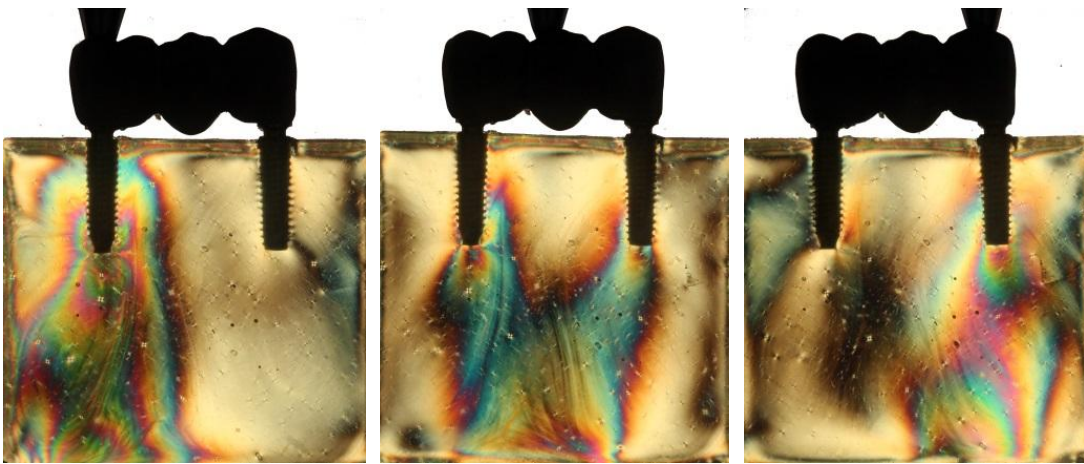


Figura 21: Distribuição das tensões no grupo V (carga axial)



Figura 22: Distribuição das tensões no grupo I (carga oblíqua)

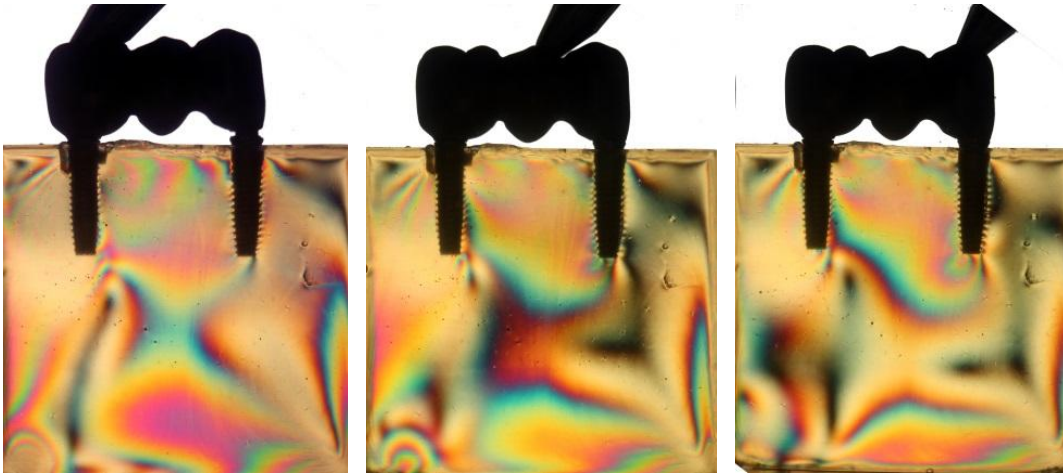


Figura 23: Distribuição das tensões no grupo II (carga oblíqua)

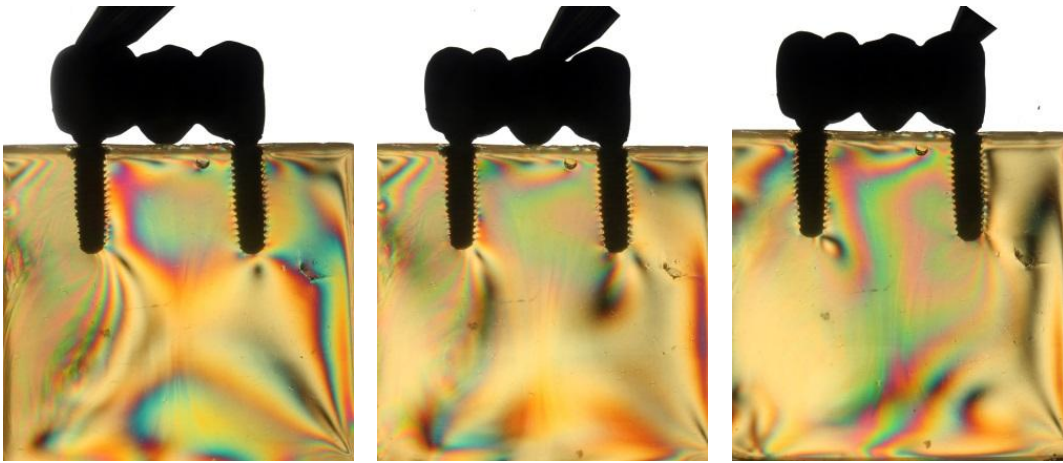


Figura 24: Distribuição das tensões no grupo III (carga oblíqua)

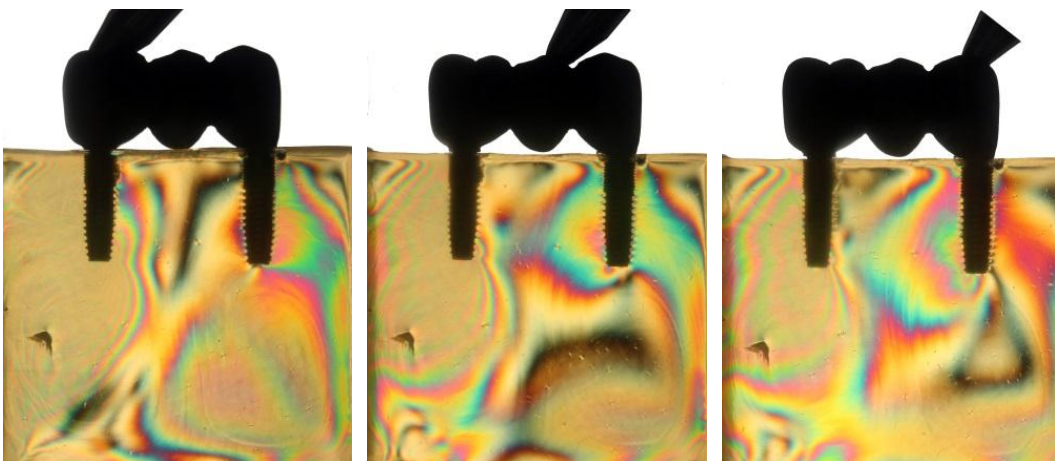


Figura 25: Distribuição das tensões no grupo IV (carga oblíqua)

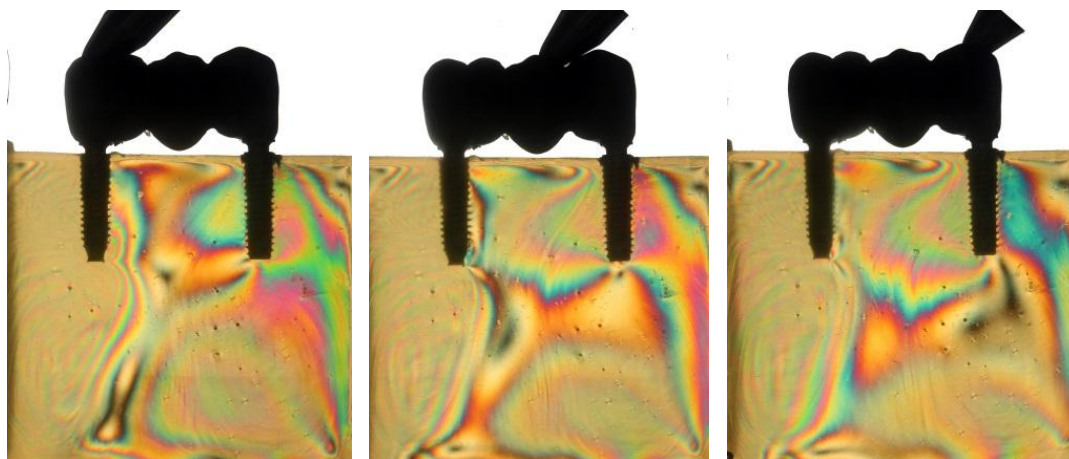


Figura 26: Distribuição das tensões no grupo V (carga oblíqua)

Análise extensométrica

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

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.

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) ABa	100.58 (7.48) Ab
II	41.14 (4.27) Aa	128.61 (10.82) Bb
III	46.32 (7.05) ABa	122.37 (6.20) Bb
IV	54.18 (4.02) Ba	139.92 (10.17) Cb
V	51.61 (5.93) ABa	179.91 (15.03) Db

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, para todos os tipos de conexões, houve maiores valores de tensão (*microstrains*) quando as próteses foram submetidas às cargas oblíquas quando comparadas às cargas axiais ($p < .001$).

Em relação ao tipo de conexão, quando cargas axiais foram aplicadas, implantes de conexão cone morse hexagonal (grupo IV) apresentaram maiores valores de tensão. Entretanto, apresentaram diferença estatisticamente significativa apenas com os implantes cone morse ($p = 0,017$) (grupo II), sendo que o sistema cone morse apresentou menor valor de tensão.

Quando cargas oblíquas foram aplicadas, implantes com conexão hexágono externo apresentaram os menores valores de tensão (*microstrains*) e implantes com cone morse friccional os maiores valores. Houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos, com exceção dos implantes cone morse e hexágono interno morse ($p = 0,239$).

DISCUSSÃO

A hipótese de que os diferentes sistemas de conexões influenciariam diretamente na distribuição das tensões foi aceita, já que houve diferença entre os sistemas CM e CMH na carga axial e entre todos os sistemas na carga oblíqua para a extensometria.

A interface pilar/implante tem uma influência significativa na transferência de tensão, que pode ocasionar respostas biológicas adversas e complicações mecânicas^{1,2,9,13,16,9,20-22}. Sabe-se que a precisa adaptação entre o implante, pilar e componentes protéticos é responsável pela estabilidade de todo o sistema implante protético, proporcionando melhor distribuição das cargas oclusais para o osso circundante³⁻⁵. Diversos estudos^{1-3,5,6,8,9,12} têm demonstrado que as desadaptações existentes entre o implante e o pilar podem causar problemas de ordem mecânica pois, nesses casos, as forças oclusais podem acabar ultrapassando os limites fisiológicos do osso e provocar falha nas reabilitações, como perda da pré-carga, fratura de componentes e parafusos protéticos ou até mesmo a perda da osseointegração. Hekimoglu e colaboradores²⁰ destacaram que a carga excessiva na interface osso/implante é uma das grandes responsáveis da perda óssea marginal, motivando o estudo das microdeformações, através do qual podemos definir parâmetros que constatem níveis considerados prejudiciais a esta interface.

Em nosso estudo observou-se, pela fotoelasticidade, que todos os grupos apresentaram número de franjas de alta intensidade similares; independente do tipo de carga aplicada (axial ou oblíqua). Para a extensometria, na carga axial houve diferença apenas entre os grupos II e IV, sendo que o grupo IV apresentou o maior valor de tensão (*microstrains*). Houve diferença entre as cargas (axial e oblíqua) em ambas conexões ($p < 0,001$) e na oblíqua entre os diferentes sistemas de conexões ($p < 0,001$). Destaca-se que o grupo com o sistema cone morse apresentou os menores valores de tensão (41.14). Fato esse que corrobora com outros estudos^{2,3,5,11,13-15}, que relataram as vantagens da utilização do sistema de conexão cone morse, tais como: a ausência de microfendas na junção pilar protético/implante graças ao encaixe preciso entre as superfícies cônicas, diminuindo o risco de formação de espaços e evitando a contaminação bacteriana. Além disso, proporciona melhor transmissão de força do pilar protético ao implante, tendo em vista que provoca melhor distribuição das cargas mastigatórias nas paredes internas do implante, fazendo com que o gradiente de tensão na região cervical seja transmitido ao osso de forma mais adequada, protegendo o parafuso de retenção do pilar protético e evitando o seu afrouxamento. Ainda, apresenta melhor estabilidade do conjunto pilar protético/implante; menor perda óssea; e, devido ao ângulo do

cone ser produzido com precisão, provoca grande retenção por atrito, dificultando a remoção do pilar do seu respectivo implante. Além do mais, nesses sistemas cone morse a cônica justaposição à interface implante e pilar se localiza ao centro da plataforma do implante, afastada do osso alveolar, diferentemente do sistema hexágono externo, no qual o pilar é posicionado sobre toda a plataforma do implante e a interface com o pilar fica adjacente ao tecido ósseo¹².

A evolução da conexão cone morse teve como passo marcante o desenvolvimento de novos desenhos para a conexão. Hoje existem modelos de pilares protéticos cone morse no mercado que podem apresentar diversas configurações: um pilar de corpo sólido, cujo parafuso e cabeça se compõem de uma peça única e indivisível; e o pilar protético de parafuso passante, cuja cabeça cônica possui um canal interno, pelo qual o parafuso permite que a sua manipulação e torque ao implante sejam realizados de forma independente, apresentando, além do próprio cone, elementos de estabilização como o travamento por roscas e a presença de hexágono antirotacional^{5,12}.

Em nosso estudo avaliaram-se 4 tipos de conexões internas e uma conexão externa. Os resultados evidenciaram uma distribuição de tensão semelhante entre estes diferentes sistemas de conexões internas. Outros estudos¹³⁻¹⁵ também mostraram que as conexões internas distribuem as tensões mais uniformemente, pois é possível criar uma conexão mais profunda e com um maior contato do pilar com as paredes internas do implante, fornecendo um melhor ajuste do *abutment* e diminuindo a possibilidade de micromovimentação. Também possui vantagens como a facilidade de conexão com o intermediário, maior estabilidade e anti-rotação, indicados para restauração unitária, maior resistência à carga lateral, devido ao centro de rotação mais baixo e uma melhor distribuição das forças mastigatórias.

Na aplicação de carga oblíqua, em todos os grupos houve aumento das tensões (Tabelas 2 e 3), independente da análise realizada (fotoelasticidade ou extensometria). Sabe-se que, sobretudo, as forças oblíquas geram tensão na região cervical do implante que pode facilitar o processo de reabsorção óssea e fratura componente. Como demonstrado no estudo de Naveau e colaboradores¹⁰, que relataram a perda óssea em nível cervical estar relacionada à concentração de tensões neste nível. Existem dois tipos principais de forças que atuam sobre o implante e que devem ser consideradas: força axial e oblíqua. Sendo que a força axial é mais favorável à medida que distribui tensão mais uniformemente através do longo eixo do implante, ao contrário da força oblíqua, que gera maior tensão sobre o implante, bem como no tecido ósseo.

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 conexão²¹ ou acharam diferença apenas para cargas oblíquas²². Em nosso estudo, observou-se que na carga oblíqua houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos, com exceção dos implantes cone morse e hexágono interno morse ($p=0,239$). Os implantes com conexão hexágono externo apresentaram os menores valores de tensão (*microstrains*) e os implantes com cone morse friccional os maiores.

A ausência de diferença estatisticamente significativa entre os sistemas de conexão na carga axial, além a superioridade da conexão externa na carga oblíqua encontrados em nosso estudo, mostraram que, 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^{3,4,12}, sua superioridade biomecânica é demonstrada em próteses unitárias^{2,5,9,11} não ocorrendo quando realizamos em coroas de 3 elementos unidas. 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.

A influência biomecânica dos sistemas de conexões internas ainda não foi totalmente esclarecida. Existem diferentes tipos de conexões internas no mercado, embora não exista um consenso na literatura sobre qual a melhor alternativa. Portanto, mais estudos são necessários com intuito de examinar a influência dos tipos de conexões internas sobre a distribuição de

tensão no conjunto prótese/pilar/implante/osso, buscando uma melhor previsibilidade na distribuição das cargas, fornecendo ao clínico quais daqueles encaixes possuem melhor comportamento relativo à distribuição dos níveis de tensão no tecido ósseo e indicando qual sistema apresentaria menor potencial para perda óssea.

CONCLUSÃO

Concluiu-se que os diferentes sistemas de conexão testados influenciaram diretamente na distribuição da tensão em ambas as cargas. Na carga oblíqua o grupo HE apresentou menores valores de tensão. Além disso, a carga oblíqua produziu uma maior concentração e intensidade de tensões que a carga axial.

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. doi: 10.11607/jomi.3113.
2. Rabelo SC, 1, 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, Ferração 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. doi: 10.1002/jbm.a.34709. Epub 2013 May 9.
6. Asvanund B. A strain gauge analysis comparing external and internal implant-abutment connections. *Implant Dent*. 2014;23:206-11.
7. 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.
8. 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.
9. 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
10. 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.
11. 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.

12. 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.
13. Michalakis 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.
14. Quaresma SE, Cury PR, Sendyk WR, Sendyk C. A finite element analysis of two different dental implants: stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone. *J. Oral. Implantol.* 2008;34:1-6.
15. 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.
16. 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.
17. Turcio KHM, Goiato MC, Gennari-Filho H, Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. *J. Craniofac. Surg.* 2009;20:471-474.
18. Koke U, Wolf A, Lenz P, Gilde H. In vitro investigation of marginal accuracy of implant-supported screw-retained partial dentures. *J Oral rehabilitation.* 2004;31:477-82.
19. Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM. Fixation of 5-Unit Implant-Supported Fixed Partial Dentures and Resulting Bone Loading: A Finite Element Assessment Based on In Vivo Strain Measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:756–762.
20. Hekimoglu C, Anil N, Cehreli M. Analysis of strain around endosseous implants opposing natural teeth or implants. *J. Prosthet. Dent.* 2004;92: 441-446.
21. 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.
22. 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.