**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO**

MARTHA MARGARITA GONZÁLEZ ESQUERRA

**Análise fotoelástica da distribuição de tensões em prótese
fixa unitária posterior com conexões hexágono externo,
hexágono interno e cone morse**

Ribeirão Preto
2014

MARTHA MARGARITA GONZÁLEZ ESQUERRA

**Análise fotoelástica da distribuição de tensões em prótese
fixa unitária posterior com conexões hexágono externo,
hexágono interno e cone morse**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Ribeirão Preto, da
Universidade de São Paulo, para a obtenção
do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro

Ribeirão Preto
2014

Autorizo a reprodução e divulgação do teor total ou parcial deste trabalho por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca Central do Campus USP - Ribeirão Preto

González-Esquerro, Martha Margarita

Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses fixa unitária posterior com conexão hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Ribeirão Preto, 2014.

82 p.: il.; 30 cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida da Dissertação. A versão original se encontra disponível na Unidade que aloja o Programa.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro.

1. Fotoelasticidade. 2. Conexão protética. 3. Implantes osseointegrados. 4. Biomecânica. 5. Tensões.

FOLHA DE APROVAÇÃO

González- Esquerro, Martha Margarita

Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses fixa unitária posterior com conexão hexágono externo, hexágono interno e cone morse. Ribeirão Preto, 2014.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo, para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Aprovado em ____/____/____

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Aos meus pais

Martha E. Esquerro Esparragoza e Ricardo González Escamilla; por darem a melhor educação com base no exemplo de trabalho, sacrifício e perseverança. Por estar sempre presentes em cada passo da minha vida brindando o seu apoio e amor em todo momento apesar da distância. Por fazerem meus sonhos uma realidade e minhas metas uma conquista, amo vocês.

Aos meus irmãos

Araceli, Ricardo, Javier; por serem meus fieis companheiros de vida, por estar sempre do meu lado me apoiando e aconselhando; por serem um exemplo de sucesso e cuidar de mim desde que nasci, são os melhores irmãos do mundo.

Agradecimento especial

Ao **Prof. Dr. Ricardo Faria Ribeiro** pela sua disponibilidade, compreensão e orientação na elaboração deste trabalho. Obrigada por ter acreditado em mim quando mais eu precisava e dar-me a oportunidade de ser a sua aluna. Serei eternamente grata pelos conhecimentos transmitidos e lembrarei sempre o exemplo de professor com qualidade humana que o senhor é.

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto (FORP – USP)**, que me acolheu durante 4 anos de grande aprendizado pessoal e profissional.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa de Mestrado.

Ao **Departamento de Materiais Dentários e Prótese**, nas pessoas da **Profa. Dra. Cláudia Helena Lovato da Silva**, chefe do departamento e, especialmente à **Profa. Dra. Fernanda de Carvalho Panzeri Pires de Souza**, Coordenadora da Pós-Graduação em Reabilitação Oral pelo recebimento desde os meus inícios no Brasil, por ter me apoiado nos momentos que mais precisei, meu eterno carinho e respeito.

À **Dra. Adriana Claudia Lapria Faria Queiroz**, minha segunda orientadora, pelo tempo e paciência que fez possível o desenvolvimento deste trabalho, por ser um exemplo de profissionalismo e dedicação.

À **Dra. Ana Paula Macedo**, pelas orientações e participação gentilmente outorgada durante a realização da pesquisa.

A todos os Funcionários do Departamento de Materiais Dentários e Prótese, pelas atenções e serviços outorgados; especialmente as secretárias **Fernanda Talita de Freitas**, **Regiane de Cássia Tirado Damasceno**, **Ana Paula Xavier**, pela especial atenção e orientações administrativas como aluna estrangeira, e aos técnicos de laboratório **Paulo Sergio Ferreira**, **Marcelo Aparecido Vieira**, **José de Godoi Filho** e **Luiz Sérgio Soares**, pela sua gentil colaboração.

Aos **Docentes do Curso de Mestrado em Reabilitação Oral da FORP – USP**, pela sua disponibilidade, conhecimentos e paixão transmitidos, por serem profissionais e professores de alta qualidade e sempre procurar a melhora em seus alunos. Especialmente aos professores **Valéria Oliveira Pagnano de Souza** e **Wilson Matsumoto** que sempre tiveram tempo de me escutar, me apoiar e me compartilhar um extra de conhecimento, obrigada pela disposição oferecida para meu aperfeiçoamento clínico.

Ao **Centro de Apoio ao Professor e Estudante Estrangeiro (CAPEE)** da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto, representado por **Fernanda dos Reis Almeida** pela assistência e auxílio nas providências necessárias para o estabelecimento no Brasil.

Aos meus colegas do curso de mestrado, pela amizade, convivência e intercâmbio de conhecimentos nesses dois anos inesquecíveis.

Ao meu namorado **Rodrigo Malagón Garcia**; por sempre estar do meu lado ajudando em todo momento a cumprir minhas metas, por enfrentar as dificuldades junto comigo e me dar as maiores alegrias.

Aos meus irmãos escolhidos no caminho, meus amigos, **Karen, Carlita, Diana, Tía Lu, Gaby, Levorato, Carmen, Ceci, Lika, Harry, Antuanette, Rodrigo Restrepo, Rodrigo Flores, Vane, Raony, Mario, Claudia e Kelly**, por me dar sempre momentos inesquecíveis, pelos almoços multiculturais, as viagens, por me transportar com uma conversa para países maravilhosos, por compartilhar a saudade e o espírito aventureiro que nos caracteriza. Eu fico feliz por ter feito amizades para a vida toda, vocês foram a surpresa que eu não esperava nesta jornada. Obrigada por me tornar uma pessoa mais rica graças ao carinho e admiração que sinto por todos vocês.

À família **Carvalho**, que é minha família brasileira, por torcer por mim em todo momento e me apoiar sempre que eu preciso, muito obrigada.

Ao **Brasil e aos Brasileiros**, pelos recursos humanos, culturais e econômicos tão gentilmente compartilhados, por me outorgar um sorriso sempre que eu falo que sou mexicana, por ser meu segundo lar, me acolher de braços abertos e me ajudar em momentos difíceis, eu estarei sempre agradecida.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho,

muito obrigada.

*“As dificuldades são oportunidades
para fazer melhor as coisas,
nos conduzem a adquirir mais experiência...
Quando uma porta se fecha, outra sempre se abre,
tem que ser assim por lei natural, tem que haver equilíbrio.”*

Brian Adams

RESUMO

GONZÁLEZ-ESQUERRA, MM. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões em próteses fixa unitária posterior com conexão hexágono externo, hexágono interno e cone morse.** 2014. 82 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

O objetivo deste estudo foi avaliar a distribuição de tensões na região peri-implantar de próteses fixas unitárias cimentadas com conexões protéticas em hexágono externo (HE), hexágono interno (HI) e cone morse (CM), substituindo o 2º pré-molar mandibular; utilizando análise fotoelástica. Foram confeccionados 3 modelos fotoelásticos com implantes de diferentes conexões protéticas (HE, HI e CM) suportando coroas metalocerâmicas unitárias, com dentes adjacentes (1º molar e 1º pré-molar mandibular). Foram aplicados 2 tipos de cargas com diferentes intensidades, oclusal fisiológica (15, 20 e 25 Kgf) e pontual (10 e 15 Kgf) na fossa mesial das coroas implantossuportadas. As imagens obtidas foram inseridas no programa Fringes® (Laboratório de Projetos Mecânicos, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil), e selecionados 12 pontos a serem analisados. Foram realizadas análises quantitativa e qualitativa das tensões observadas. Os resultados das tensões (KPa) medias da região peri-implantar, para cada tipo e intensidade de carga, foram: Cargas fisiológicas: 1) 15 Kgf: HE 107,42; HI 88,81; CM 182,63; 2) 20 Kgf: HE 185,60; HI 123,77; CM 226,44; e 3) 25 Kgf: HE 207,90; HI 176,88; CM 320,65; Cargas pontuais: 1) 10 Kgf: HE 115,94; HI 108,14; CM 64,78; e 2) 15 Kgf: HE 147,25; HI 143,88; CM 177,87. Foi observado que para os carregamentos fisiológicos a HI apresentou os menores valores de tensão e melhor distribuição entre implante e dentes adjacentes; a CM apresentou os maiores valores de tensão, contudo a distribuição entre implante e dentes adjacentes também foi adequada; a HE mostrou a distribuição menos favorável com tensões na crista mesial do implante. Nos carregamentos pontuais a CM apresentou melhor distribuição de tensões ao longo do implante seguido pela HI e HE. Conclui-se que a distribuição de tensões foi influenciada pelo tipo de conexão protética; sendo que as tensões foram melhor distribuídas na carga oclusal fisiológica. O HI apresentou melhor distribuição de tensões para a carga fisiológica e o CM para a carga pontual, evidenciando melhor desempenho das conexões internas.

Palavras chave: Fotoelasticidade, conexão protética, implantes osseointegrados, biomecânica, tensões.

ABSTRACT

GONZÁLEZ- ESQUERRA, MM. **Photoelastic stress analysis for implant-supported single fixed posterior crowns with external hexagon, internal hexagon and morse taper implant/abutment connections.** 2014. 82 p. Dissertação (Mestrado) - Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2014.

This study aimed to evaluate the peri-implant stress fields generated from 3 different implant-abutment interfaces external hexagon (EH), internal hexagon (IH) and morse taper (MT); supporting single crowns corresponding to the 2nd mandibular pré-molar via photoelastic analysis. 3 photoelastic models with different implant-abutment connections (HE, HI, CM) supporting metal-ceramic single crowns with adjacent teeth (mandibular 1st molar and 2nd pre-molar) were fabricated. The models were submitted to different loads: physiologic occlusion (15, 20, 25Kgf) and punctual (10, 15Kgf) in the implant-supported crown at the mesial fossa region. The images obtained were inserted in the software Fringes® (Laboratório de Projetos Mecânicos, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil). The maximum stresses were determined and observed at 12 selected points, qualitative and quantitative analysis were performed. The results of the stress (KPa) average of peri-implant regions with the 2 different loads and their respective intensities (Kgf) were: Physiologic occlusion: 1) 15 Kgf: HE 107,42; HI 88,81; CM 182,63; 2) 20 Kgf: HE 185,60; HI 123,77; CM 226,44; and 3) 25 Kgf: HE 207,90; HI 176,88; CM 320,65; Punctual loads: 1) 10 Kgf: HE 115,94; HI 108,14; CM 64,78; and 2) 15 Kgf: HE 147,25; HI 143,88; CM 177,87. With the physiological load the IH showed the lowest stress values and a favorable distribution among implant and adjacent teeth; the MT showed the highest stress values, however a favorable distribution with the adjacent teeth; the EH showed stress values in the cervical mesial point of the implant. For the punctual load the MT showed the best stress distribution within the implant, followed by the IH and EH. It was concluded that stress patterns were influenced by the connection design and were more favorable with the physiological occlusion load for all connections. The IH showed better stress distribution with the physiological occlusion load and the MT with the punctual load, showing better performance for internal connections.

Key words: Photoelasticity, abutment connection, osseointegrated implants, biomechanics, stress.

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DE LITERATURA	5
2.1 Biomecânica em implantes.....	6
2.2 Tipos de conexão protética	8
2.3 Tipo de prótese fixa.....	14
2.4 Fotoelasticidade.....	16
3 PROPOSIÇÃO	22
4 MATERIAL E MÉTODO	24
4.1 Obtenção do modelo mestre.....	25
4.2 Confeccção das coroas metalocerâmicas	27
4.2.1 Obtenção dos enceramentos e duplicação.....	27
4.2.2 Inclusão e fundição dos <i>copings</i> metálicos	29
4.2.3 Aplicação da cerâmica	30
4.3 Obtenção do segmento antagonista.....	33
4.4 Obtenção dos modelos fotoelásticos.....	34
4.5 Análise fotoelástica.....	37
4.5.1 Análise qualitativa.....	40
4.5.2 Análise quantitativa.....	40
5 RESULTADOS	41
5.1 Análise fotoelástica qualitativa e quantitativa.....	42
6 DISCUSSÃO	61
7 CONCLUSÕES.....	68
REFERÊNCIAS	70
ANEXOS.....	75

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Com o sucesso na osseointegração de implantes de titânio endósseos descrito por Branemark em 1969, os implantes dentários têm sido uma opção amplamente empregada em reabilitação oral para a reposição de elementos dentais perdidos.

Contudo, os aspectos biomecânicos dos implantes são substancialmente diferentes aos dos dentes naturais os quais estão circundados de ligamento periodontal e têm uma resiliência lateral e axial de 100 μm , enquanto que nos implantes é menor a 50 μm ; fazendo com que exista a possibilidade de transferir sobrecarga ao osso peri-implantar, a qual excedendo o limite fisiológico (4000 *microstrain*) pode causar a perda de osseointegração (DUYCK et al., 1997; TONELLA et al.; 2011).

As falhas na implantodontia podem ser divididas em precoces e tardias; as precoces ocorrem durante o período de cicatrização e remodelação óssea, enquanto que as tardias são observadas após a instalação da prótese e estão relacionadas principalmente a complicações biomecânicas. Estima-se que 90% dos insucessos com implantes, em longo prazo, são devidos a problemas biomecânicos e 10% a implantites; além disso, as próteses implantossuportadas têm mostrado maior incidência de complicações quando comparadas com próteses dento-suportadas em 10 anos de uso (DUYCK et al., 1997; BATISTA et al., 2007; CARLSSON et al., 2009).

O desenho do implante caracterizado por propriedades intrínsecas como: tamanho, tipo de conexão protética, presença ou ausência de roscas, desenho de roscas, microestrutura e forma da superfície; é um dos fatores que influencia na transmissão de cargas ao osso peri-implantar e consequentemente na resposta tissular. Contudo, sua influência na remodelação óssea marginal ainda não é bem definida (ÇEHRELI et al., 2004; AKÇA et al., 2008).

O sucesso das restaurações implantossuportadas em longo prazo e a saúde dos tecidos circundantes estão relacionados ao ajuste entre os componentes prótese- componente protésico- implante, à estabilidade da interface da conexão protética e a sua resistência quando submetida às forças mastigatórias. A

estabilidade da interface implante- componente protético esta influenciada pelo tipo de conexão (cone morse, hexágono interno, hexágono externo) e tipo de prótese (cimentada ou parafusada) (ÇEHRELI et al., 2004; MAEDA et al., 2006; TONELLA et al.; 2011; ALMEIDA et al., 2013).

As conexões externa e interna usam princípios mecânicos diferentes de funcionamento. Para as conexões internas a forma interna do encaixe e fricção das superfícies são os principais mecanismos para a resistência contra forças horizontais externas, e não a pré-carga axial do parafuso de união (ASVANUND et al., 2011; HA et al., 2011).

As conexões internas têm várias vantagens como reduzir as forças verticais desde a plataforma do implante até a parte coronária do componente protético, distribuição de forças laterais ao longo do implante permitindo a proteção do parafuso de união e a presença de uma parede interna comprida que cria uma conexão rígida e estável para resistir os momentos de carga (COELHO et al., 2012).

Algumas vantagens das próteses cimentadas são: permitem o direcionamento da força no sentido do longo eixo, maior estética devido à ausência de abertura de parafuso, evitam a soltura de parafuso como complicação posterior, menor custo devido à redução de número de componentes necessários, assentamento da prótese com maior passividade, maior similitude na técnica de confecção e protocolo de instalação com as próteses dento-suportadas. Contudo, as próteses parafusadas estão indicadas quando o espaço interoclusal é reduzido e a sua maior vantagem é a reversibilidade de tratamento em caso de falha protética (WATANABE et. al., 2000; TAYLOR et.al., 2002; SAHIN et.al., 2002; WOOD et. al., 2004; TONELLA et.al., 2011).

Para o estudo de distribuição de tensões, métodos experimentais in- vitro são utilizados permitindo a restrição de algumas variáveis tanto do paciente quanto do operador. No caso de cargas biomecânicas em implantes um dos métodos empregados é a análise fotoelástica, amplamente utilizada na odontologia para estudar a interação da resposta tecidual e as características físicas das restaurações protéticas e implantes (SADOWSKY et. al., 2004; CELIK et.al., 2007).

A fotoelasticidade é aplicada na solução de problemas complexos de engenharia para a análise e determinação da distribuição de tensões e/ou

deformações em sistemas estruturais complexos. Ela permite a visualização do padrão e distribuição de tensões produzidas quando modelos com anisotropia ótica são submetidos a carga e observados sob luz polarizada, produzindo franjas coloridas quando utilizada luz branca, e franjas pretas e brancas quando utilizada luz monocromática. O número e ordem das franjas indicam a intensidade das tensões, enquanto que a proximidade entre elas representa a concentração de tensões (CLELLAND et al., 1992; TONELLA et al., 2001; UEDA et al., 2004).

A evolução da implantodontia com a proposição de diferentes conexões protéticas, externas e internas, busca encontrar a melhor maneira de proporcionar ao cirurgião-dentista o controle mais efetivo das cargas geradas sobre a prótese e transmitidas às estruturas adjacentes, em especial ao tecido ósseo de suporte, configurando um sistema estrutural complexo. Assim, utilizando a fotoelasticidade, este estudo se propõe a contribuir com o entendimento da biomecânica envolvida no uso de coroas unitárias cimentadas sobre implantes com conexões protéticas em hexágono externo, hexágono interno e cone morse, submetidas a diferentes cargas, em oclusão e com contato prematuro.

REVISÃO DA LITERATURA

2. Revisão da literatura

2.1 Biomecânica em implantes

Em 1997, Duyck et al. definiram a biomecânica como a aplicação da engenharia mecânica à solução de problemas biológicos e descreveram a sua atuação na odontologia devido aos movimentos mandibulares e dentais na mastigação, os quais induzem tanto movimentos verticais quanto transversais na dentição. As forças transversais são principalmente geradas pelo movimento horizontal mandibular e a inclinação de cúspides, sendo que as tensões resultantes são distribuídas ao osso através do implante. Contudo, não existe distribuição uniforme ao longo da interface osso-implante e as tensões máximas se concentram no ápice e na região cervical do osso circundante ao implante.

Sahin et al. (2002) analisaram a literatura relacionada à influência das cargas funcionais sobre o comportamento biomecânico em próteses implantossuportadas. Incluíram trabalhos referentes à localização e magnitude de forças oclusais, momento de aplicação de carga (carga imediata ou convencional), qualidade óssea, tipo e material da prótese, número de implantes e as diferentes técnicas na engenharia para o estudo da biomecânica em implantes. Relatam que as próteses implantossuportadas podem estar submetidas à influência de forças externas (mastigação ou parafuncionais) e/ou forças internas (pré-cargas internas ou externas). Existe consenso na literatura que indica a localização e magnitude da força aplicada como fatores que influenciam à distribuição de tensões no complexo prótese-implante-osso; sendo que durante a função mastigatória a direção das forças raramente coincide com o longo eixo do implante, criando efeito de alavanca que provoca tensões no osso circundante. Pacientes com próteses implantossuportadas apresentam a mesma força mastigatória que pacientes com dentição natural (100N-150N) ou com próteses dentossuportadas. Eles concluem que o sucesso do tratamento com implantes é melhorado quando são submetidos a cargas oclusais excessivas, os implantes são colocados em osso denso, quando o número ou diâmetro dos implantes suporte são aumentados, a distribuição na

posição dos implantes permite diminuir momentos de flexão e quando os implantes suportam próteses fixas.

Em 2004, Ueda et al. compararam a distribuição de tensões mediante análise fotoelástica em prótese fixa suportada por 3 implantes paralelos entre si, e a mesma prótese com um dos implantes em posição angulada. Realizaram 2 modelos fotoelásticos colocando 3 implantes de 10 x 3.75 mm na região do 1° pré-molar, 2° pré-molar e 1° molar inferior, suportando uma estrutura metálica fixa de 3 unidades confeccionada com cilindros de titânio pré-fabricados. No segundo modelo, o implante correspondente ao 2° pré-molar foi posicionado com uma angulação mésio-distal de 30°. Posteriormente foi aplicada carga vertical centralizada na região oclusal da prótese no 2° pré-molar de 2,5 e 10 Kg. Observaram que no modelo com implantes paralelos a distribuição das tensões foi no longo eixo dos implantes; enquanto que com implantes angulados se observou menor quantidade de franjas e as tensões foram localizadas principalmente na região apical dos implantes adjacentes.

Isidor (2006) explica que em implantes carregados oclusalmente, a tensão máxima se concentrará na porção mais coronal do osso suporte; essa característica é consequência do princípio da engenharia que formula que quando dois materiais estão em contato e um deles é carregado a tensão será maior onde esses materiais têm o primeiro contato. Ele menciona que o osso é mais resistente às forças compressivas, seguidas por forças tensionais, e pouco resistente às forças de cisalhamento. Concluiu que, conforme a literatura revisada, as forças não axiais são mais prejudiciais para o tratamento, já que geram maior concentração de tensões no osso peri-implantar quando comparadas com forças axiais. Embora tenha sido mostrado em estudos experimentais animais, que a carga oclusal pode resultar em perda óssea marginal ou perda da osseointegração; os estudos clínicos ainda não indicam relação definitiva.

Chen et. al. (2008) revisaram a literatura publicada sobre as considerações biomecânicas das próteses implantossuportadas. Ressaltaram a importância da determinação de um esquema oclusal adequado para o sucesso do tratamento em longo prazo; mencionam também que mesmo quando os conceitos oclusais em dentição natural são transferíveis às próteses implantossuportadas, na presença de

alguma condição clínica que incremente o risco de sobrecarga, mecanismos oclusais para diminuir as tensões devem ser implementados. Eles definem contato prematuro como contatos oclusais que desviam a trajetória mandibular no fechamento e/ou desviam a posição cônica, dental ou da prótese; forças laterais excessivas provocadas por contatos prematuros oclusais podem causar perda óssea marginal ou falha na osseointegração. Os autores também indicam que na presença de dentes adjacentes à prótese implantossuportada é necessário reduzir a carga mecânica nos implantes mantendo contatos oclusais mais evidentes nos dentes adjacentes em posição de relação cônica. Concluem que complicações como fratura da prótese, soltura ou fratura do parafuso, fratura do implante e perda óssea marginal, podem ser atribuídas à sobrecarga oclusal. Essas complicações podem ser prevenidas se respeitadas algumas medidas no planejamento como assentamento passivo da prótese, redução do cantiléver, redução do tamanho da prótese, redução da inclinação cuspídea, eliminar os contatos nos movimentos excursivos e centralização dos contatos oclusais.

2.2 Tipos de conexão protética

Norton et al. (1997) realizaram um estudo *in vitro* comparando a resistência entre conexões protéticas de tipo cone morse e hexágono externo em implantes unitários. Para o estudo foram utilizados implantes cone morse de 3.5 mm de diâmetro e hexágono externo com 3.75 mm de diâmetro, foram aplicados ciclos de carga progressiva até causar falha na conexão. Os autores discutem que o desenho da interface entre os componentes pode ter importante função no desempenho do implante suporte em longo prazo. Concluíram que a conexão cone morse apresentou maior resistência quando comparada com hexágono externo.

Hansson et al. (2000) compararam a distribuição de tensões entre implantes unitários com conexão protética cônica interna e conexão externa mediante análise por elemento finito quando aplicada carga axial para determinar se a distribuição de tensões na conexão protética interfere com a sua distribuição na crista óssea marginal. Realizaram um modelo com implante unitário mandibular de 12 x 3.5 mm

com o pilar protético de cada conexão. Observaram maior concentração de tensões na área cervical do implante com conexão externa submetidos a carga axial quando comparado com a conexão cônica interna, a qual apresentou tensões distribuídas também na região apical do implante. Os autores mencionam que na presença de carga, tanto axial como horizontal, as tensões ósseas causadas pela carga axial serão adicionadas àquelas causadas pelo componente horizontal e os momentos de flexão. Portanto, o implante com conexão cônica interna pode resistir a maior carga axial quando comparado com a conexão externa, antes de gerar reabsorção óssea por altas concentrações de tensão. Também observaram que quanto maior a profundidade do cone da conexão no corpo do implante, mais apical a distribuição das tensões na interface osso-implante. Na conexão externa, quanto mais centralizada a força aplicada, mais favorável a distribuição de tensões na região do osso marginal. Concluíram que na conexão cônica interna as máximas tensões causadas por cargas axiais são separadas das tensões por cargas horizontais e que o desenho da interface da conexão protética tem importante relação na distribuição de tensões na interface osso-implante.

Em 2002, Khraisat et al. compararam a resistência à fadiga e módulo de falha de implantes unitários com conexão hexágono externo e cone morse. Os autores indicam que nas próteses unitárias implantossuportadas existe alto índice de falhas mecânicas por perda ou fratura do pilar protético ou parafuso passante. Para o estudo utilizaram 7 corpos-de-prova para cada tipo de conexão simulando reabsorção óssea de 3 mm; cada ciclo de carga teve incremento de força de 0 a 100 N, sendo que a carga máxima foi equivalente a um componente de carga lateral de 200 N. Observaram que para o hexágono externo o parafuso de ouro fraturou em todos os corpos de prova entre 1.178.000 e 1.733.000 ciclos aproximadamente; para os implantes cone morse nenhum espécime mostrou falha até 1.800.000 ciclos. Os autores explicam que na conexão cone morse, a fricção gerada entre o íntimo contato da interface componente protético-implante com *gap* menor que 10 µm evita micromovimentações do parafuso passante; portanto, as cargas laterais são resistidas pelas paredes laterais da conexão e não pelo parafuso. Os autores discutem que para o sistema hexágono externo, se a falha ocorrer clinicamente, o implante e o componente protético podem ser reutilizados quando há fratura do parafuso passante, funcionando como um mecanismo protetor. Concluíram que

implantes com conexão cone morse apresentaram resistência significativamente maior do que os implantes com conexão hexágono externo; sendo o parafuso passante o ponto de falha do sistema.

Em 2004, Weigl descreve o desenho e as características mecânicas de implantes utilizando conexão cone morse (Ankylos) após fazer revisão da literatura clínica. O autor indica que o cone de 4° na conexão do sistema proporciona suficiente fricção de retenção entre o componente protético e o implante, propiciando assim, propriedades anti-rotacionais. Indica que as vantagens da conexão são: estabilidade mecânica elevada, inclusive em cargas horizontais, distribuição das cargas horizontais ao longo da superfície de contato entre o componente e o implante, portanto, redução significativa de tensões no parafuso passante. O autor observou que dos 233 casos reportados na literatura de implantes unitários na região do incisivo lateral maxilar, o afrouxamento do componente protésico ocorreu unicamente em 1,3% dos casos após 5 anos de uso.

Maeda et al. (2006) estudaram a distribuição de tensões entre implantes unitários com conexão hexágono externo e interno por meio de análise *strain gauge*. Utilizaram implantes de 3.75 x 13 mm aplicando carga estática vertical e horizontal de 30 N. Observaram que sob carga vertical houve maior tensão na área cervical do hexágono externo, contudo, a diferença não foi significativa entre os dois sistemas. Quando aplicada a carga horizontal foi observado o mesmo comportamento, mas a diferença entre a distribuição de tensões foi significativa. Os autores discutem que a melhor distribuição de tensões no hexágono interno pode ser devida à área de superfície da parede interna lateral do hexágono que contribui na dissipação de cargas no implante. Concluíram que a conexão de hexágono interno apresenta melhor distribuição das tensões na região apical comparada com o hexágono externo.

Almeida et al. (2013) avaliaram a resistência à fadiga em implantes unitários anteriores com diferentes conexões protéticas, quando submetidos a teste de envelhecimento artificial (SSALT). Foram utilizados 63 implantes de 4 x 10 mm divididos em 3 grupos (hexágono externo, interno e cone morse). Os implantes foram inseridos verticalmente em resina acrílica deixando a plataforma no nível da superfície. Os pilares protéticos foram parafusados com 30 N de torque e

cimentadas coroas unitárias do incisivo central superior. Foi aplicada força com 30° de angulação na região do borde incisal, sendo 600 N a carga máxima atingida. As falhas observadas para a conexão de hexágono externo foram fraturas de parafuso passante e pilar protético; para hexágono interno fraturas em parafuso passante e implante na região cervical; no cone morse as falhas observadas foram fratura ou deformação do pilar protético e do parafuso passante. Concluíram que a conexão cone morse apresentou maior resistência à fadiga, seguida pelo hexágono interno e hexágono externo. Os autores relatam que a carga se concentra no parafuso passante do pilar, especialmente na conexão hexágono externo. No entanto, no hexágono interno a carga também é distribuída na parte interna do implante através da extensão da parede interna do hexágono. Existe na literatura maior relato de incidência de complicações para conexão de hexágono externo (6 a 48%) quando comparada com cone morse (3,6 a 5,3%). Isto pode ser devido a que nas conexões cone morse as cargas laterais são principalmente suportadas pelo desenho cônico da parede interna, que aumenta a estabilidade do pilar evitando micromovimentações. Além disso, os autores indicam que existe alta pressão mantida na superfície de contato pilar-implante, permitindo a manutenção da posição do implante por forças friccionais.

Yoshiyuki e Carr (2013) realizaram um estudo para determinar a avaliação subjetiva do desempenho clínico entre implantes com conexão protética hexágono externo e com conexões internas. Os autores relatam que as limitações do sistema com conexão hexágono externo foram mais evidentes com o incremento da sua aplicação em pacientes parcialmente desdentados; portanto, as vantagens propostas para as conexões internas incluíam maior facilidade sensorial para o assentamento dos pilares protéticos, maior resistência antirotacional, proteção do parafuso passante contra a flexão por forças laterais, menor espaço ocluso-cervical necessário para a restauração e permitir o uso de implantes com menor diâmetro. Para o estudo foram entrevistados 120 clínicos especialistas em Implantologia com experiência cirúrgica e protética com os 2 tipos de sistemas de conexão e membros da sociedade japonesa de Implantologia oral. O questionário incluiu 4 aspectos de interesse: informação geral do clínico, procedimento cirúrgico e experiência, tratamento protético e resultados, complicações do tratamento. Um total de 103 clínicos respondeu, dos quais mais de 60% reportaram maior facilidade para

executar a 2ª fase cirúrgica no sistema de conexão interna, assim como inserção dos transferentes, maior efeito antirotacional, menor perda do parafuso e maior facilidade na inserção da prótese. Contudo, aproximadamente 60% reportaram superioridade no hexágono externo na compatibilidade entre diferentes sistemas de implantes. Além disso a maioria reporta falta de estudos com hexágono externo comparando resultados *in vitro* e *in vivo*. Os clínicos reportaram expectativas positivas das conexões internas e planejam implementá-las com maior frequência em práticas futuras. Além disso, os autores reportam o uso equitativo entre os dois sistemas de conexão, sendo que o grupo que usa conexões internas tem um curto tempo de prática clínica na Implantologia (3 a 5 anos); esse grupo manifestou insatisfação devido à pouca compatibilidade entre sistemas, falta de estudos tanto biológicos como mecânicos, e relatos do prognóstico em longo prazo. Quanto à micromovimentação, 50% não observaram diferença significativa, enquanto que o restante reportou melhor desempenho com conexões internas. Para fratura de pilares e implantes, a maioria não reportou diferença entre os sistemas de conexão.

Bernardes et al. (2014) estudaram a influência do apertamento e afrouxamento do parafuso na perda de pré-carga em 3 tipos de conexões protéticas ou no implante, por análises *strain gauge*. Para o estudo foram fabricados implantes cilíndricos usinados sem roscas, de 4.3 x 13 mm, com conexões hexágono externo, interno e cone morse, 5 de cada desenho foram testados. Os sensores foram colocados na região cervical dos implantes e cada modelo foi submetido a 5 sequências de apertamento e afrouxamento com intervalo de 5 minutos. Os autores discutem que a conexão hexágono interno deve ser cuidadosamente utilizada, já que as paredes externas finas do implante submetidas a cargas externas poderiam apresentar deformação excessiva; portanto, quanto mais finas as paredes do implante na conexão protética maiores as tensões geradas nessa região. Concluíram que os valores de pré-carga foram mantidos em todas as variáveis estudadas. Além disso, a conexão com hexágono externo mostrou os menores valores de pré-carga gerados no terço cervical do implante, sendo o hexágono interno o tipo de conexão com os maiores valores. Finalmente, as conexões cônicas internas mostraram resistência estrutural maior, sem importar o torque aplicado.

Em outro estudo recente, Hanaoka et al. (2014) avaliaram e compararam as tensões e transmissão de cargas com conexões hexágono interno e cone morse na região posterior da maxila mediante elementos finitos, aplicando carga vertical de 100 N e carga horizontal de 50 N. Observaram que tensões menores que o limite ósseo fisiológico foram obtidas em ambas conexões, assim como distribuição semelhante com maior concentração na região do osso cortical próximo ao implante, sendo a conexão hexágono interno a que gerou os valores mais altos de tensão. Além disso, houve maior concentração de tensões de tração no cone morse quando comparado com o hexágono interno. A região de maior tensão nos componentes do sistema componente protético-implante- osso para o hexágono interno foi a área cervical do implante, enquanto que para o cone morse foi na área cervical do componente protético. Concluíram que existe diferença na localização das tensões entre as conexões, contudo, esta não influenciou a concentração de tensões no osso trabecular.

Mangano et al. (2014) realizaram um estudo para determinar a sobrevida e complicações ao longo prazo de restaurações fixas implantossuportadas com conexão cone morse. Os autores relatam que apesar do alto índice de sobrevida reportado em próteses fixas implantossuportadas existe alta incidência de complicações protéticas. Dentre elas, as mecânicas, como perda de parafuso parecem ser as mais frequentes, particularmente em próteses unitárias com hexágono externo no segmento posterior, onde as cargas são maiores. No entanto, os implantes com hexágono externo são ainda muito utilizados na clínica. Para o estudo foram avaliados 49 pacientes com 15 próteses fixas unitárias, 29 próteses fixas múltiplas e 14 próteses fixas totais; suportadas por 178 implantes cone morse após 10 – 20 anos de uso. Observaram sobrevida dos implantes de 97.2%, 3.4% de complicações biológicas e 10.3% de complicações protéticas que incluíram um caso de fratura do pilar, um caso de deslocamento após cimentação e 4 fraturas cerâmicas. Sendo de 1.7% a incidência por complicações mecânicas na interface implante-componente protético. Para o tipo de próteses estudado, o menor índice de complicações ocorreu nas próteses fixas unitárias (6.6%), seguido pelas próteses fixas múltiplas (13.7%) e próteses fixas totais (21.4%). O 85.5% das restaurações não reportaram qualquer tipo de complicação durante o período de avaliação. Os autores concluem que o índice de sobrevida das restaurações implantossuportadas foi

satisfatório para conexões cone morse após 20 anos de uso, com mínima perda óssea marginal e complicações protéticas.

Pozzi et al. (2014) realizaram um estudo para comparar o desempenho clínico e radiográfico de dois desenhos de implantes com conexão hexágono externo e cônica interna na região posterior mandibular. Selecionaram 34 pacientes desdentados parciais que receberam pelo menos um implante de cada conexão; os implantes foram reabilitados com coroas unitárias cimentadas confeccionadas pela técnica CAD/CAM, o tratamento foi avaliado após 3 anos de função. Não houve nenhuma perda dos implantes nem próteses colocadas após o período; contudo, a perda óssea marginal tanto horizontal como vertical foi maior em implantes com hexágono externo. Os autores concluíram que o desenho do implante pode afetar os níveis de osso marginal tanto no período de cicatrização (4 meses após a cirurgia) como após 3 anos de função oclusal. O desempenho clínico observado foi satisfatório para todos os implantes, mas a diferença entre os níveis de perda óssea horizontal e vertical entre a conexão hexágono externo e cônica interna foram significativos.

2.3 Tipo de Prótese Fixa

Taylor e Agar (2002) realizaram um estudo de revisão da literatura dos aspectos mais importantes na evolução dos implantes osseointegrados. Os autores discutem que mesmo que a reversibilidade do tratamento permanece como a maior vantagem das próteses parafusadas, as restaurações cimentadas apresentam várias vantagens como; evitar a interferência do orifício de acesso ao parafuso no resultado estético ou no ajuste oclusal da restauração final; custo reduzido da restauração, já que têm menos componentes quando comparadas com as próteses parafusadas; a perda do parafuso oclusal é evitada como complicação futura; as restaurações cimentadas permitem facilidade de confecção para assentamento passivo da prótese; além disso, o torque do parafuso da prótese pode levar a pré-cargas não desejadas sobre a restauração, implante ou osso; finalmente, os procedimentos são

simplificados com o sistema cimentado, já que o protocolo é mais próximo daquele utilizado em próteses fixas dentossuportadas.

Sahin et al. (2002) realizaram um estudo de revisão da literatura sobre a influência das cargas funcionais no desempenho biomecânico das próteses implantossuportadas. Os fatores discutidos pelos autores incluíram direção e magnitude da carga, tipo de prótese, material da prótese, desenho do implante, número e distribuição dos implantes, densidade óssea e propriedades mecânicas da interface osso-implante. Os autores mencionam que o tipo de prótese afeta a forma de transmissão de carga ao implante; sendo que nas próteses cimentadas a superfície oclusal não tem orifício para o parafuso e a oclusão pode ser planejada respeitando a distribuição axial da carga. Adicionalmente, as próteses parafusadas estão submetidas a cargas fora do longo eixo do implante o que causa aumento substancial dos momentos de flexão.

Em 2006, Karl et al. realizaram um estudo *in vivo* para quantificar as tensões geradas durante a fixação de próteses parciais fixas de 5 unidades cimentadas e parafusadas mediante *strain gauge*. Para o estudo foram colocados 3 implantes suporte maxilares em paciente de 69 anos de idade com dimensões de 4.1 x 12 mm; posteriormente foram confeccionados 4 tipos de próteses com diferentes técnicas de moldagem e *copings* (cimentada/moldeira fechada/*coping* calcinável; parafusada/moldeira aberta/*coping* calcinável; parafusada/moldeira aberta/*coping* cilíndrico em ouro; parafusada /moldeira aberta/unida diretamente ao *coping* de ouro). As próteses foram instaladas e o paciente aplicou a força máxima de mordida durante 10 segundos, reduzindo a força durante os 3 minutos consecutivos. Os autores observaram que todos os grupos apresentaram algum grau de desajuste. Contudo, as restaurações cimentadas tiveram menores valores de tensão quando comparadas com as próteses parafusadas. Os autores explicam que o cimento pode ter a capacidade de compensar algum grau de erro na confecção das próteses e concluem que o processo de fabricação não permite a obtenção de um ajuste totalmente passivo das próteses; além disso, o método de avaliação clínica para o seu assentamento não é eficiente para detectar pequenas imperfeições.

Calderon et al. (2014) realizaram um estudo clínico retrospectivo para avaliar as complicações técnicas associadas a próteses implantossuportadas. Os autores

mencionam que as complicações mais frequentes reportadas na literatura são: fratura ou perda do parafuso da prótese, perda da resina que cobre o acesso do parafuso, fratura da restauração e perda de retenção. No estudo foram avaliados pacientes atendidos entre o 2000 e 2011 com um total de 509 implantes, suportando próteses por 1 até 11 anos de uso. Foi realizada a avaliação clínica e radiográfica considerando os seguintes aspectos: localização das próteses, tipo de próteses, tipo de mordida, tipo de pilar protético, parafuso da prótese, presença de material para proteção do parafuso, fratura da restauração, perda de retenção e necessidade de reparos prévios ao estudo. Observaram que as complicações relacionadas com o parafuso tiveram prevalência menor que 3.4%; a necessidade de reparos ocorreu em 21.6% dos casos, causada principalmente por perda da retenção em *overdentures* e perda do material restaurador no acesso do parafuso. Além disso, o desajuste entre próteses-pilares protéticos foi observado em 25.4 % dos casos, dos quais a maioria foi em próteses cimentadas; a prevalência do desajuste entre componente protético-implante foi de 6.9%. Os autores concluíram que para diminuir a frequência das complicações observadas devem ser estabelecidos protocolos adequados de atendimento desde o diagnóstico até os seguimentos posteriores, especialmente na implementação de técnicas de confecção e avaliação radiográfica minuciosa dos componentes.

2.4 Fotoelasticidade

Çehreli et al. (2004), estudaram a magnitude de tensões em implantes com conexão protética externa e cônica interna através de análise fotoelástica e *strain gauge*. Os autores sinalam que a literatura reporta alta incidência de fratura e perda de parafuso do pilar protético com conexão hexágono externo, enquanto que para sistemas de conexão cônica interna as complicações protéticas são menos frequentes. Eles também mencionam que a adaptação óssea é guiada por forças dinâmicas sendo que a frequência, magnitude e variação das tensões induzidas alteram a sua resposta. Para o estudo foram confeccionados modelos com implantes unitários e pilares protéticos de diferentes conexões submetidos a carga axial e oblíqua com 20° de angulação de 100 e 150 N aplicada sobre os componentes.

Observaram que quando submetidos a carga vertical todos os implantes geraram uma distribuição de tensões favorável, sendo a maior concentração na região apical dos implantes. Quando submetidos a carga oblíqua a maior concentração foi observada na região cervical dos implantes na área de compressão. As diferentes conexões não mostraram diferença significativa na distribuição de tensões, concluindo que o tipo de conexão protética não é um fator decisivo para a distribuição de tensões no osso circundante.

Bernardes et al. (2009) estudaram mediante análise fotoelástica as tensões na região peri-implantar geradas em implantes com conexão hexágono externo, interno, cônica interna e implante com conexão sólida (peça única); aplicando carga no centro do pilar e fora do longo eixo do implante. Foram fabricados implantes cilíndricos sem rosca de 4.3 x 13 mm para o estudo simulando as 4 diferentes conexões protéticas. Posteriormente foram confeccionados discos metálicos unidos à região coronal dos pilares. Foram aplicados 2 tipos de cargas verticais compressivas; ao centro do disco e deslocada a 6,5 mm, os valores das cargas foram de 1,5 e 0,75 Kg, respectivamente. Os resultados não mostraram diferença significativa entre os grupos quando aplicada a carga centralizada; contudo, na carga deslocada a conexão com hexágono interno mostrou os menores valores de tensão. Os autores indicam que o método fotoelástico usado em estruturas complexas permite o uso de componentes reais; o método é baseado na anisotropia ótica de materiais transparentes, que mostram diferença na refração ótica sob tensão. Os autores concluíram que houve diferença significativa de tensões sob carga fora do longo eixo do implante, sendo o hexágono interno a conexão que apresentou menores valores seguido pela conexão cônica interna, implante sólido e hexágono externo. Além disso, a carga deslocada do centro gerou os maiores valores de tensão.

Asvanund et al. (2011) compararam mediante análise fotoelástica a transmissão de cargas em próteses totais suportadas por 4 implantes com conexões protéticas internas e externas. Para o estudo foram fabricados 2 modelos replicando a mandíbula inferior totalmente desdentada, foram colocados 4 implantes (4.3 x 13 mm) na região dos caninos e 2º pré-molares, um modelo com implantes de conexão interna e o outro com implantes de conexão externa. Foram aplicadas cargas verticais de 250 N em diferentes regiões das próteses. Os resultados mostraram que

quando a carga foi aplicada uniformemente na arcada as tensões geradas na conexão protética e na região apical dos implantes não tiveram diferença entre as diferentes conexões. Porém, quando a carga anterior e unilateral foi aplicada a conexão externa apresentou maiores valores de tensão. Os autores concluíram que sob cargas fora do centro do implante, a conexão interna gerou menores tensões quando comparada com a conexão externa.

Tonella et al. (2011) compararam a distribuição de tensões em próteses fixas parciais implantossuportadas cimentadas e parafusadas de 3 unidades com conexões de tipo cone morse, hexágono externo e interno mediante análise fotoelástica. Os autores sinalam que a estabilidade da interface implante-componente protético pode ser influenciada por fatores como o tipo de conexão protética e o sistema de retenção da prótese. A escolha de prótese cimentada ou parafusada depende de aspectos como a reversibilidade do tratamento, estética e complexidade das técnicas laboratoriais. Para o estudo, foram utilizados 2 implantes de 4 x 10 mm suportando uma prótese fixa de 3 unidades posterior, submetidas a carga axial e oblíqua com 45° de angulação de 100 N. Observaram que houve melhor distribuição de tensões nas próteses cimentadas e o tipo de conexão hexágono interno mostrou melhor desempenho tanto para as próteses parafusadas quanto para as cimentadas. Quando aplicada a carga oblíqua altas concentrações de tensões foram observadas próximas ao ponto de aplicação ao nível cervical em todos os modelos.

Em 2012, Coelho et al. realizaram um estudo para observar o comportamento biomecânico de próteses parafusadas implantossuportadas com conexão hexágono externo e cone morse, comparando tanto próteses unitárias como de 3 elementos, mediante análise fotoelástica. Utilizaram próteses parciais fixas correspondentes ao 2° pré-molar, 1° molas e 2° molar inferior; e próteses unitárias no 2° pré-molar; aplicaram uma carga axial e angulada (45°) de 100 N em cada um dos elementos das próteses. Observaram que a prótese unitária associada a cone morse mostrou menor concentração de tensões quando comparada com a prótese unitária associada a hexágono externo. No entanto, a prótese fixa múltipla associada à conexão cone morse mostrou a maior concentração de tensões. Quando a carga axial foi aplicada, altas concentrações de tensões foram observadas no ápice do implante independente do grupo estudado; enquanto que, quando aplicada a carga

obliqua as tensões se concentraram na região peri-implantar e no ápice do implante. Os autores discutem que as conexões internas apresentam algumas vantagens como redução vertical de cargas da plataforma do implante à porção mais coronal do pilar; distribuição de cargas laterais dentro do implante permitindo melhor proteção do parafuso; e presença de parede longa interna que cria uma conexão resistente, rígida e estável contra os momentos de flexão. Porém a literatura ainda reporta resultados contraditórios. Os autores sugerem que quando as próteses esplintadas suportadas pela conexão cone morse foram carregadas as tensões aumentaram devido à inclinação dos implantes; agregaram que a ausência do total paralelismo entre implantes pode afetar a concentração de tensões no sistema, sendo muito difícil atingir um paralelismo perfeito entre os implantes adjacentes na clínica. Portanto, os autores sugerem o uso de conexão hexágono externo para suportar próteses múltiplas. Concluíram que o tipo de conexão protética influenciou os níveis de tensões tanto nas próteses unitárias quanto nas próteses de 3 unidades.

Em 2013, Carto et al. avaliaram a distribuição de tensões de 3 diferentes técnicas para confecção de barras metálicas implantossuportadas: soldadura a laser, técnica com gás inerte de tungstênio e monobloco, mediante análise fotoelástica. Para o estudo foram confeccionados modelos fotoelásticos representando a mandíbula edêntula com 4 implantes de conexão hexágono externo; 5 barras de cobalto- cromo foram confeccionadas para cada grupo estudado. As barras foram instaladas e capturadas as imagens fotoelásticas para posteriormente ser inseridas e analisadas pelo programa *Fringes*. Os autores não encontraram diferença significativa entre os grupos estudados, concluindo que as tensões geradas na região peri-implantar foram semelhantes para todas as técnicas.

Lee et al. (2013) estudaram a concentração de tensões em implantes suportando próteses parciais fixas cimentadas e parafusadas com *gaps* marginais, mediante análise fotoelástica. Foi confeccionada um modelo anatômico fotoelástico de mandíbula com espaço edêntula posterior ao canino e 3 implantes na região do 1° pré- molar, 2° pré-molar e 1° molar, foram confeccionadas próteses fixas de 3 unidades cimentadas e parafusadas com *gaps* de 100 µm em diferentes elementos (2° pré-molar, 1° molar, no 2° pré-molar e 1° pré- molar), foi aplicada uma carga vertical de 134N em cada coroa implantossuportada. Os autores observaram que o carregamento mais distal gerou a maior concentração de tensões na região peri-

implantar independentemente do tipo de restauração e *gaps*, as próteses cimentadas mostraram melhor distribuição de tensões e melhor prognóstico biomecânico quando comparadas com as próteses parafusadas. Concluíram que as próteses parafusadas mostraram maiores tensões na região interproximal quando comparadas com as cimentadas, com tudo, a presença de *gaps* nos 2 elementos distais causaram elevação de tensões nas próteses cimentadas, finalmente quando foram instaladas as próteses cimentadas sem *gaps* mostraram baixa concentração de tensões enquanto que nas parafusadas foram observadas tensões cervicais.

Neves et al. (2013) compararam a distribuição de tensões em implantes com maior diâmetro e conexões hexágono externo, interno e cone morse aplicando carga oblíqua nos pilares protéticos simulando o posicionamento de dentes anteriores mediante análise fotoelástica. Para o estudo foram confeccionados modelos fotoelásticos com implantes unitários cilíndricos (5 x13mm) de diferentes conexões (hexágono externo, interno e cone morse), foi aplicada uma carga oblíqua de 0.6Kg com angulação de 135°, as tensões geradas foram analisadas mediante análises fotoelástica. Os autores não observaram diferença significativa das tensões geradas entre os grupos estudados. Concluíram que todas as conexões apresentaram um comportamento biomecânico semelhante.

Em estudo mais recente, Zanatta et al. (2014) analisaram a distribuição de tensões em diferentes desenhos de conexões protéticas internas mediante análise fotoelástica. Para o estudo foram utilizados 4 implantes unitários com conexões cônica interna, triangular interna, cone morse e hexágono interno. Os modelos fotoelásticos foram submetidos a cargas estáticas verticais de 100, 150 e 200 N. Os autores observaram menor intensidade de tensões na crista óssea na conexão cônica interna e cone morse sem diferença significativa ao aumentar a intensidade da carga; enquanto que, as conexões triangular e hexágono interno gerarão tensões maiores em todas as intensidades de carga. Concluíram que a conexão cone morse mostrou melhor distribuição de carga sem variações nas diferentes intensidades.

Tiossi et al. (2014) realizaram um estudo para comparar fotoelasticidade e correlação digital de imagem na transmissão de tensões em próteses implantossuportadas esplintadas e unitárias. Os autores mencionam que na presença de contato proximal distal nas restaurações as tensões transferidas ao

implante são otimizadas, já que são distribuídas também no dente adjacente. Para o estudo foram utilizados implantes de 3.7 x 11mm substituindo o 2° pré-molar e 1° molar mandibulares com próteses metalocerâmicas unitárias e esplintadas, simulando a presença e ausência do 2° molar. Foi aplicada uma carga pontual na fossa distal do 1° molar de 50 N para a fotoelasticidade e 250 N para a Correlação de Imagens Digitais (CID). Os autores observaram que as coroas esplintadas mostraram menores valores de tensão quando o 2° molar estava ausente, também observaram que o 2° molar permitiu melhor distribuição de tensões tanto nas coroas esplintadas como nas unitárias. Concluíram que a correlação digital de imagem e o método fotoelástico apresentaram resultados semelhantes e foram adequados para estudar a distribuição de tensões. Também que, apesar da CID aparentemente ser uma técnica menos sensível quando comparada com fotoelasticidade, não está restrita a materiais que polarizam a luz.

Em 2014, Sotto-Maior et al. estudaram a distribuição de tensões em implantes curtos suportando coroas unitárias com diferentes conexões protéticas e proporções coroa- implante. Para o estudo foram confeccionados 4 modelos fotoelásticos, sendo 2 com implantes hexágono externo e 2 cone morse; foram instaladas coroas parafusadas metalocerâmicas unitárias com diferentes alturas para simular proporções coroa- implante de 1:1 e 2:1. Foi aplicada uma carga de 0.5 Kgf axial e oblíqua (30°), posteriormente as imagens capturadas foram inseridas no software *Fringes* para a realização da análise fotoelástica qualitativa e quantitativa. Os autores observaram que para a carga axial não houve diferença significativa entre as proporções coroa. Implante ou tipo de conexão, com tudo quando aplicada a carga oblíqua o hexágono externo mostrou menores valores de tensão comparado com o cone morse, e a proporção 2:1 das coroas mostrou maiores concentrações de tensão nas duas conexões. O cone morse distribuiu as tensões principalmente na região apical do implante quando comparada com a hexágono externo, especialmente na carga oblíqua e com a proporção coroa- implante 2:1. Concluíram que o implante curto cone morse mostrou os maiores valores de tensão que foram distribuídos em maior área peri-implantar direcionados ao ápice do implante, a proporção coroa-implante influenciou unicamente quando aplicada a carga oblíqua.

PROPOSIÇÃO

3. Proposição

Objetivo geral:

Avaliar, utilizando análise fotoelástica qualitativa e quantitativa, a distribuição de tensões na região peri-implantar de próteses fixas unitárias cimentadas com conexões protéticas em hexágono externo, hexágono interno e cone morse, substituindo o 2º pré-molar mandibular.

Objetivos específicos:

- Avaliar, em cada conexão protética, a influência no comportamento biomecânico do conjunto coroa-implante-dentes;
 - Avaliar a distribuição de tensões simulando oclusão fisiológica com 3 magnitudes de carga: 15, 20 e 25 Kgf;
 - Avaliar a distribuição de tensões simulando carregamento com contato prematuro com 2 magnitudes de carga: 10 e 15 Kgf.

MATERIAL E MÉTODO

4. Material e método

4.1 Obtenção do modelo mestre

Foi confeccionado um modelo mestre de policarbonato (Riberval Com. de Prod. Industriais Ltda.; Ribeirão Preto, Brasil), em formato retangular (60 x 35 x 14 mm) com o posicionamento de réplicas em resina (Luxatemp DMG; Hamburgo, Alemanha) de dentes mandibulares correspondentes ao 1º pré-molar e 1º molar, obtidas pela reprodução de amostras de dentes artificiais (Odontofix, Ribeirão Preto, Brasil), posicionados adjacentes ao análogo do pilar protético munhão universal de 4.5 x 4 mm (Neodent; Curitiba, Brasil) correspondente ao 2º pré-molar.

Em seguida, o bloco de policarbonato (Riberval) foi polido manualmente nas bordas com lixas d'água de granulação 400 e 600 (3M ESPE; Seefeld, Alemanha); e recebeu perfurações e fixação temporária dos dentes e análogo.

Foram determinadas as seguintes distâncias entre os elementos: 1) do centro do 1º molar ao centro do análogo - 10,45 mm; 2) do centro do análogo ao centro do 1º pré-molar - 8,15 mm; portanto, a distância méso-distal entre as raízes dos dentes foi de 9 mm, distribuídos posteriormente em 2,5 mm do molar ao implante e 3,0 mm do implante ao pré-molar (BUSER et al., 2004; COSYN et al., 2012).

Inicialmente foi feita uma perfuração de 10 x 14 mm correspondente ao 1º molar; antes do dente ser posicionado no orifício foram desgastadas as regiões convexas das raízes com lixa d'água de granulação 80. Foi gotejada cera 9 na porção mais apical do orifício; a seguir o molar foi posicionado dentro do orifício com auxílio de um paralelômetro simulando a inclinação fisiológica do dente e esperado o tempo de endurecimento da cera. Consecutivamente, foi realizada a perfuração (5 x 15 mm) e fixação do análogo do munhão universal; finalmente a perfuração (6 x 18 mm) e fixação do 1º pré-molar, seguindo a mesma metodologia usada para o 1º molar (Fig. 01).

Figura 01. Posicionamento dos dentes e análogo na matriz.

Uma vez determinadas as posições dos 3 elementos na matriz, foram realizadas as fixações definitivas. Para isto, foram removidos dos orifícios os dentes, o análogo e a cera. A matriz seca foi fixada à base do paralelômetro com fita adesiva dupla face e gotejado cianoacrilato (Super Bonder, Loctite; Brasil) no interior do orifício correspondente ao 2º pré-molar, a seguir, o análogo foi levado em posição com o auxílio do paralelômetro e esperadas 18 horas para o endurecimento do cianoacrilato.

Posteriormente foram fixados o 1º pré-molar e finalmente o 1º molar, posicionados com a haste do delineador tocando unicamente as cúspides distais para dar a curvatura de Spee (Fig. 02). Finalmente foram selados os *gaps* cervicais entre cada elemento e a matriz com cera 9.

Figura 02. Matriz padrão finalizada.

4.2 Confeção das coroas metalocerâmicas

4.2.1 Obtenção dos enceramentos e duplicação

Foi confeccionada a simulação do contorno gengival com silicone por condensação de consistência pesada e leve (Zetalabor e Oranwash, Zhermack; Rovigo, Itália); a seguir, foi instalado um *coping* calcinável (Neodent; Curitiba, Brasil) sobre o análogo para realizar o enceramento da coroa do 2º pré-molar (Fig. 03).

Figura 03. Enceramento do 2º pré-molar.

Para a duplicação do enceramento foi confeccionada uma muralha em cera 7 ao redor da matriz e colocados dois canais de alimentação pré-fabricados (Ceras Babinete Ltda.; São Paulo, Brasil) de 2,5 mm de diâmetro na face vestibular do enceramento e de 3,5 mm de diâmetro na face palatina. Foi manipulado silicone por adição para duplicação de modelos (Hard Duplex, CNG Soluções Protéticas; São Paulo, Brasil) em proporções iguais de cada solução (A e B) com espátula plástica, para ser vertido dentro da muralha. Após a geleificação do material, foi desmontada a matriz de silicone e obtido o molde do enceramento da coroa do 2º pré-molar (Fig. 04).

Figura 04. Colocação de muralha em cera e canais de alimentação (a) e matriz do enceramento da coroa (b).

Posteriormente, foi reduzido o enceramento da coroa para obter o enceramento do *coping* metálico e foi obtida nova matriz de duplicação em silicone, como descrito anteriormente.

Utilizando esta matriz, com os *copings* calcináveis posicionados sobre o munhão universal, cera para escultura (Ceras Rainbow Ltda.; São Paulo, Brasil) foi liquefeita em plastificador com controle digital de temperatura (Hotty Led, Renfert GmbH; Hilzingen, Alemanha), mantida a 90° C, e gotejada pelo orifício vestibular da matriz de silicone até preencher o espaço de enceramento. Uma vez solidificada a cera, a matriz foi retirada e foi obtido o enceramento padronizado do *coping* metálico (Fig. 05); o processo foi repetido para a obtenção de 3 enceramentos.

Figura 05. Molde do enceramento do *coping* posicionado no modelo mestre (a), *copings* metálicos (b).

4.2.2 Inclusão e fundição dos *copings* metálicos

Foram posicionados canais de alimentação pré-fabricados de 2,5 mm de diâmetro a aproximadamente 45° da superfície oclusal dos enceramentos obtidos, e fixados à base formadora de cadinho com cera 7. Foi aplicado líquido redutor de tensão superficial Surfacer (Polidental Indústria e Comércio Ltda.; Cotia- SP, Brasil) sobre os enceramentos para serem posteriormente incluídos com revestimento Bellavest SH (Bego; Lincoln, EUA), proporcionado segundo as indicações do fabricante [90 g de pó com 22,5 ml de líquido (Bego Sol HE; Lincoln, EUA) e 2,5 ml de água destilada].

O revestimento foi espatulado mecanicamente a vácuo durante 60 segundos em espatulador elétrico (Turbo Mix, EDG Equipamentos e Controles Ltda.; São Carlos; Brasil); a seguir, foi gotejado cuidadosamente sobre a superfície dos enceramentos e terminado o preenchimento do anel sob vibração para evitar a formação de bolhas. Foi esperada a reação de cristalização do revestimento em temperatura ambiente durante 40 min.

Após removido o anel de silicone o revestimento foi colocado no forno elétrico para sua expansão e eliminação da cera, sob ciclo térmico de 250° C durante a primeira hora e elevação da temperatura a 950° C com velocidade de 5° C/min, aguardando-se 30 min para a finalização do ciclo; em seguida foi realizada a fundição dos *copings* sob chama de gás-oxigênio em centrífuga com acionamento elétrico (EDG; São Carlos, Brasil) utilizando 19,9 g de liga cobalto-cromo Fit Cast Cobalto (Talmax; Curitiba, Brasil). Os anéis foram deixados em bancada até o resfriamento à temperatura ambiente. Em seguida os canais de alimentação foram cortados e os *copings* foram posicionados no modelo para verificar o ajuste e o espaço para a cerâmica de revestimento estético.

4.2.3 Aplicação da cerâmica

Foi feito o jateamento (Renfert GmbH; Hilzingen, Alemanha) dos *copings* com óxido de alumínio (Polidental, Indústria e Comércio Ltda., São Paulo, Brasil) de granulação de 44 μm sob pressão de 80 psi. Os *copings* jateados foram submersos em álcool isopropílico (Dinâmica Química Contemporânea Ltda., Diadema, Brasil) para limpeza e colocados na lavadora ultrassônica Plus 3 LD (ALT Equipamentos Médicos Odontológicos Ltda., Ribeirão Preto, Brasil) durante 15 minutos. Foi removido o excesso de álcool e realizada a queima do opaco (In line System Opaquer, Ivoclar Vivadent; Liechtenstein) sob vácuo a 600° C.

Posteriormente foram pinceladas duas camadas de opaco cor A2 (In line System Opaquer, Ivoclar Vivadent; Liechtenstein) e queimadas a vácuo com uma temperatura de pré-aquecimento de 403° C com velocidade de 60° C/ min durante 1 minuto, seguida de uma temperatura de 930°C com velocidade de 70° C/min durante 2 minutos (Fig. 06).

Figura 06. *Copings* após a colocação das duas camadas de opaco.

Foi feito o enceramento das coroas sobre os *copings* com o opaco posicionados no modelo em policarbonato, utilizando o molde da matriz de silicone com o enceramento padronizado, seguindo a mesma técnica descrita para o enceramento dos *copings* (Fig. 07).

Figura 07. Gotejamento de cera modeladora dentro da matriz (a), enceramento de coroa padronizada

Sobre as superfícies dos enceramentos foram posicionados canais de alimentação pré-fabricados numa angulação aproximada de 45° nas cúspides linguais. Os padrões de cera foram fixados com cera branca (Ceras Rainbow Ltda.; São Paulo, Brasil) à base formadora do cadinho. A seguir foi manipulado a vácuo o revestimento Galaxy 2 Universal Investment (Talladium Inc., Los Angeles, CA, EUA) nas proporções recomendadas pelo fabricante (100 g de pó, 15 ml de líquido e 8 ml de água destilada) (Fig. 08).

Figura 08. Copings com o enceramento das coroas posicionados na base do anel de fundição (a), conjunto com o revestimento vertido (b).

Uma vez cristalizado o revestimento e removido o anel de silicone, o bloco foi colocado no forno durante 2 horas. Posteriormente foi inserida a pastilha tamanho “Small 2” cor A2 de cerâmica *IPS Inline Pom* (Ivoclar Vivadent) no interior do revestimento, posicionado o embolo previamente embebido em pó separador *Alox Plunger Separator* (Ivoclar Vivadent).

O conjunto foi levado ao forno *Sinter Press* (EDG) para a prensagem à temperatura inicial de 700° C e velocidade de 60° C/min durante 7 minutos, atingindo 940° C à velocidade de 60° C/min durante 27 minutos (Fig. 09).

Figura 09. Inserção da pastilha de cerâmica (a), conjunto no forno a vácuo para a prensagem (b).

Após a prensagem e o resfriamento do bloco de revestimento, os canais de alimentação foram cortados com disco diamantado e a superfície das coroas foi polida com pedras e borrachas (EVE Ernst Vetter; Pforzheim, Alemanha) para cerâmica; a seguir, foi pincelado o *glaze* *Inline System* (Ivoclar Vivadent) e colocadas as coroas no forno sob vácuo à temperatura de 403° C com velocidade de 60° C/min atingindo 850° C, mantidos por 1 minuto (Fig. 10). O quadro 01 mostra os ciclos de queima do opaco, cerâmica e glaze.

Figura 10. Coroas após aplicação e queima do glaze.

Quadro 01. Ciclo de queima das coroas metalocerâmicas.

Material	Temperatura Inicial (°C)	Velocidade (°C/min)	Temperatura de queima (°C)	Velocidade (°C/min)
Opaco	403	60	930	60
Cerâmica	700	60	940	60
Glaze	403	60	850	60

4.3 Obtenção do segmento antagonista

Uma vez ajustadas e polidas as coroas, o modelo foi colocado no delineador para a montagem do segmento antagonista. Dentes de estoque Trilux modelo M6 cor 2A (Eurovipi Produtos Odontológicos; Pirassununga, Brasil) foram posicionados em oclusão com o segmento do modelo mestre e fixados no dispositivo do delineador com cera utilidade; posteriormente os dentes antagonistas foram fixados definitivamente com resina acrílica autopolimerizável incolor Dencôr (Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo, Brasil) (Fig. 11).

Figura 11. Posicionamento dos dentes antagonistas em cera (a), fixação dos dentes com resina acrílica (b).

Foi feito o ajuste oclusal de cada coroa unitária utilizando papel articular Accu Film (Parkell Inc.; Edgewood, EUA) deixando contatos distribuídos tanto nos dentes adjacentes como nas coroas metalocerâmicas (Fig. 12).

Figura 12. Ajuste oclusal das coroas e dentes com o segmento antagonista.

4.4 Obtenção dos modelos fotoelásticos

Foi retirada a gengiva artificial em silicone do modelo mestre e posicionada cada uma das coroas metalocerâmicas no análogo do pilar; a seguir, o modelo foi fixado com fita adesiva dupla face na base de um recipiente plástico para a fabricação do molde em silicone (Silicone Master, Talladium; Curitiba, Brasil).

O material foi manipulado seguindo as proporções indicadas pelo fabricante (20 ml de silicone + 1 ml de catalizador) e vertido no recipiente plástico com o modelo mestre (Fig. 13). Foi dado um tempo de 60 minutos para a geleificação do silicone e obtido o molde com a posição dos dentes adjacentes e a coroa metalocerâmica sobre o análogo. O processo foi repetido outras duas vezes para a obtenção dos 3 moldes, um para cada conexão protética.

Figura 13. Recipiente plástico contendo o molde (a), molde obtido com a coroa em posição (b).

Para a inclusão da réplica dos dentes nos modelos fotoelásticos, foi confeccionada uma cobertura de Impregum Soft (3M ESPE; Seefeld, Alemanha) envolvendo as raízes para simular o ligamento periodontal (TIOSSI, et al. 2014). Os dentes foram fixados no paralelômetro e as raízes foram submersas em cera para escultura (Schuler Dental Ulm, Polidental, São Paulo, Brasil) previamente liquefeita no plastificador, durante 10 segundos.

Uma vez endurecida a cera, as raízes do pré-molar e molar foram moldadas com silicone de condensação consistência pesada (Zetalabor, Zhermack SpA, Itália); posteriormente foi manipulado poliéter em consistência média (Impregum Soft) e injetado no molde das raízes, finalmente foram inseridos os dentes no molde e obtidas as coberturas padronizadas representando o ligamento periodontal (Fig. 14).

Figura 14. Dentes anatômicos com simulação padronizada do ligamento periodontal.

As porções coronárias dos dentes foram encaixadas nos 3 moldes em silicone e implantes (3.75 x 11mm) (Neodent; Curitiba, Brasil) com conexão protética hexágono externo (Titamax Ti Cortical; Fig. 15a), hexágono interno (Titamax II Plus; Fig. 15b) e cone morse (Titamax Cone Morse Cortical; Fig. 15c) foram encaixados nas coroas metalocerâmicas incluídas em cada molde, para o posterior vazamento dos 3 modelos fotoelásticos (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) (Fig. 16).

Figura 15. Implante hexágono externo Titamax TI (a), implante hexágono interno Titamax II Plus (b), implante cone morse Titamax CM Cortical (c).

Figura 16. Dentes e implante posicionados no molde de silicone.

Foram manipulados 120 ml de resina fotoelástica Araldite GY279-N e endurecedor Aradur 2963 (Araltec Produtos Químicos Ltda; São Paulo, Brasil) na proporção 2:1, seguindo as indicações do fabricante: cada componente foi colocado em proveta de vidro e esperados 5 minutos para o seu escoamento ao Becker de vidro; a seguir, foi realizada a manipulação com bastão de vidro durante 2 minutos até a solução ficar homogênea.

Posteriormente, o Becker foi colocado em recipiente próprio, sob vácuo durante 20 minutos, para a eliminação das bolhas de ar. Finalmente a resina fotoelástica foi vertida nos moldes de silicone (Fig. 17) e foram aguardadas 72 horas para a sua completa polimerização sob temperatura ambiente em local fechado.

Figura 17. Vazamento dos modelos fotoelásticos.

Foram obtidos os 3 modelos fotoelásticos com diferentes conexões protéticas (hexágono externo, hexágono interno e cone morse), posteriormente foram retirados os excedentes de resina fotoelástica das áreas cervicais dos dentes e implantes.

A seguir a base de cada modelo foi lixada com lixa d'água com granulação 80 para nivelamento e total assentamento em superfície plana. Posteriormente, as coroas foram cimentadas com cimento provisório RelyX Temp (3M ESPE; Seefeld, Alemanha) e ajustada a oclusão dos modelos contra o segmento antagonista, ambos posicionados em delineador (Fig. 18).

Figura 18. Cimentação das coroas (a), ajuste oclusal (b), modelos fotoelásticos após cimentação e ajuste das coroas (c).

4.5 Análise fotoelástica

Em cada modelo foi delimitada a área de 48 x 26 mm no lado vestibular, de modo que na análise fotoelástica fossem examinadas as áreas adjacentes aos

implantes, posteriormente foram retirados os excedentes de resina fotoelástica das áreas cervicais dos dentes e implantes.

Os modelos fotoelásticos foram posicionados no simulador de carga controlável (Biopdi Tecnologia em Saúde, São Paulo, Brasil) acoplado ao polariscópio circular (PS-100 Polarimeter Systems/ Strainoptics Inc., North Wales, EUA) para a realização das análises (Fig. 19).

Figura 19. Modelo posicionado no polariscópio (a), pontas utilizadas para os 2 tipos de carregamentos (b).

Antes de cada carregamento os modelos fotoelásticos foram colocados em estufa a 50° C durante 10 minutos e esfriados a temperatura ambiente durante 10 minutos para eliminar as tensões residuais (TIOSSI et al., 2014) (Fig. 20).

Figura 20. Modelo após relaxamento de tensões residuais.

Foram realizados carregamentos de 15, 20 e 25 Kgf com o segmento antagonista em oclusão, e carregamentos pontuais de 10 e 15 Kgf na fossa mesial das coroas metalocerâmicas. Registros fotográficos de cada situação de carga foram realizados com a câmera digital (EOS T4i, Canon, Tóquio, Japão) acoplada à base para padronização das imagens.

Previamente à análise, as fotografias foram editadas no programa Adobe Photoshop® (versão CS5, Adobe Systems Inc., San Jose, EUA) e inseridas no programa Fringes® (Laboratório de Projetos Mecânicos, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil), que roda dentro do ambiente **MatLab**® (versão R2013a, The Mathworks Inc., Natick, EUA). Para cada modelo foram definidas grades de análise representando 12 pontos de interesse a serem analisados, sendo 4 pontos no 1° molar, 5 no implante e 3 no 1° pré-molar (Fig. 21).

Figura 21. Grade dos 12 pontos padronizados do hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse (c).

4.5.1 Análise qualitativa

Os valores de ordem de franja (n) foram calculados em cada ponto por meio da leitura das ordens das franjas isocromáticas (Fig. 22; TIOSSI et al., 2014) visualizadas no modelo fotoelástico para cada condição de aplicação de carga; sendo que quanto maior número de franjas, maior intensidade de tensão, e quanto mais próximas, maior a concentração.

Figura 22. Disco de calibração da resina Araldite GY279-N, com indicação das ordens de franja.

4.5.2 Análise quantitativa

Com base nas equações inseridas, a constante óptica (K) do material fotoelástico empregado (3.51 K) e as ordens de franjas registradas pelo examinador, o programa Fringes® (**MatLab**®) fornece a tensão cisalhante máxima (τ) nos pontos determinados em KPa (Fig 23).

Figura 23. Tabela de tensões geradas em cada ponto analisado pelo programa Fringes®.

Os dados obtidos foram tabulados em planilhas do Excel 2013 (Microsoft Office 365, Microsoft Corp., Redmond, EUA) para posterior análise.

RESULTADOS

5 Resultados

5.1 Análise fotoelástica qualitativa e quantitativa

- **Modelos sem carga**

Apesar do protocolo aplicado para o relaxamento de tensões residuais, foi observado que alguma tensão ainda estava presente em cada modelo antes das aplicações de carga (Fig. 24 e 25).

Figura 24. Tensão residual observada antes da aplicação de carga com segmento antagonista em oclusão: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse(c).

Figura 25. Tensão residual observada antes da aplicação de carga pontual: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse(c).

- **Carregamento oclusal, 15 Kgf**

A seguir são apresentados e analisados os dados obtidos na análise fotoelástica qualitativa e quantitativa para os modelos com diferentes conexões protéticas (hexágono externo, interno e cone morse) aplicando carga de 15 Kgf com o segmento antagonista em oclusão (Fig. 26).

Figura 26. Tensões geradas com carga de 15Kgf com o segmento antagonista em oclusão: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse (c).

O gráfico da Figura 27 apresenta os valores de tensão quantificados (KPa) gerados na aplicação de carga de 15 Kgf com o antagonista em oclusão, para as diferentes conexões (hexágono externo - HE, interno - HI e cone morse - CM), medidos nos pontos pré-determinados do 1º molar (1, 2, 3 e 4), implante (5, 6, 7, 8 e 9) e 1º pré-molar (10, 11 e 12).

Figura 27. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, com carga de 15Kgf em oclusão com o segmento antagonista nas diferentes conexões.

De acordo com as figuras acima, observou-se que com a aplicação de carga de 15Kgf com o segmento antagonista em oclusão, a conexão HE mostrou maior pico de tensão no ponto central correspondente ao ápice do implante (218,01 KPa no ponto 7); no molar houve pouca concentração de tensões, com ligeiro acréscimo

para o ápice das raízes (95,13 e 93,15 KPa, respectivamente nos pontos 2 e 3) e menor tensão na região cervical (59,45 e 69,36 KPa, nos pontos 1 e 4, respectivamente); na região cervical do implante as tensões medidas foram de 75,31 e 99,06 KPa, nos pontos 5 e 9, respectivamente, evidenciando maior tensão para o lado mesial da coroa unitária que caracteriza área de cantiléver, com aplicação de força fora do longo eixo do implante. Por este mesmo motivo houve maior carregamento no ponto 8 (79,27 KPa), mesial ao ápice do implante, enquanto no lado distal, no ponto 6, o valor foi de 65,40 KPa, ligeiramente inferior; nos pontos correspondentes ao 1º pré-molar os valores foram de 123,37; 120,89 e 69,36 KPa, respectivamente para os pontos 10, 11 e 12, com maior tensão evidente na cervical do lado distal e ápice da raiz.

Qualitativamente chama atenção que a partir das primeiras roscas do implante há a irradiação de tensões que chega à cervical dos dentes adjacentes. Houve progressão nítida da tensão residual observada na cervical mesial do 1º molar (Fig. 26a). E houve maior concentração de tensões, em geral, associada ao implante, especialmente do lado mesial, correspondente ao cantiléver formado na coroa.

Para a conexão HI o maior valor de tensão observado foi na região apical da raiz mesial do molar (192,24 KPa – ponto 3), seguido pelo ponto central da região apical do implante (140,22 KPa – ponto 7), e região cervical distal (88,19 KPa – ponto 5) e a região apical (128,82 KPa – ponto 11) do 1º pré-molar. O menor valor de tensão foi registrado na região cervical mesial do implante (50,14 KPa – ponto 9).

Qualitativamente foi observado aumento das tensões residuais (Fig. 26b) entre a raiz mesial do 1º molar e a distal do implante e especialmente na mesial do implante para a cervical distal e ápice do 1º pré-molar. O lado do cantiléver foi, novamente, o lado de maior concentração de tensões.

Para a conexão CM o ponto de maior valor de tensão foi o ponto 7, correspondente ao ápice do implante (329 KPa), seguida pelas regiões cervical distal e apical mesial do implante (pontos 5 e 8, respectivamente, ambos com 201,16 KPa) e o ápice do 1º pré-molar (186,30 KPa – ponto 11); as regiões de ápice da raiz mesial do 1º molar e cervical mesial do 1º molar (pontos 3 e 4, respectivamente,

ambos com 125,35 KPa); finalmente, apical distal do implante (ponto 6 – 106,52 KPa) também tiveram valores mais altos de tensões.

Qualitativamente, embora com valores mais altos, a conexão CM foi a que apresentou boa distribuição de tensões, especialmente considerando as regiões apicais, com menor tensão nas regiões cervical mesial do implante (ponto 9 - 75,31 KPa) e cervical distal do 1º pré-molar (ponto 10 – 72,34 KPa) (Fig. 26c).

Comparadas as 3 conexões, foi observado incremento das tensões nos ápices dos implantes, sendo a CM a que apresentou a maior tensão nessa região, seguida pela HE e HI. De modo geral, a melhor distribuição das tensões entre implante e dentes adjacentes foi observada para a conexão HI, seguida da CM e da HE; a conexão HI apresentou a menor tensão na região do implante.

- **Carregamento oclusal, 20 Kgf**

Nas imagens fotoelásticas (Fig. 28) e no gráfico da Figura 29 são apresentadas as tensões (KPa) geradas nas diferentes conexões nos pontos observados, quando aplicada carga de 20 Kgf com o segmento antagonista em oclusão.

Figura 28. Tensões geradas com carga de 20 Kgf com o segmento antagonista em oclusão: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse(c).

Figura 29. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, com carga de 20 Kgf, com o segmento antagonista em oclusão para as diferentes conexões.

Com carregamento em oclusão, com carga de 20 Kgf, a conexão HE teve o maior valor tensão correspondente ao centro do ápice do implante (329 KPa – ponto 7), seguido pelos valores observados nos demais pontos apicais ao implante (pontos 6 e 8, com 194,22 e 201,16 KPa, respectivamente). No ápice da raiz do 1º pré-molar a tensão observada foi de 152,60 KPa. Tensões ligeiramente mais baixas, semelhantes (~150 KPa), foram observadas nas regiões apicais do 1º molar e cervicais mesial do implante e distal do 1º pré-molar.

Qualitativamente foi observado que as regiões apicais tiveram as maiores tensões, com concentração na região entre o ápice do implante e do 1º pré-molar (Fig. 28a).

Para a conexão HI o maior valor de tensão observado foi no ponto central da região apical do implante (225,94 KPa – ponto 7), e região apical da raiz mesial do 1º molar (221,97 KPa – ponto 3) e a região apical do 1º pré-molar (197,20 KPa – ponto 11). Entre o implante e o 1º pré-molar houve maior tensão na cervical do pré-molar (ponto 10 – 125,35 KPa). Nos demais pontos a tensão ficou em ~150 KPa.

Qualitativamente verificou-se que as regiões apicais tiveram as maiores tensões, com concentração na região entre o ápice do implante e do 1º pré-molar (Fig. 28b).

Para o CM, a maior tensão observada foi no ápice do implante (399,88 KPa – ponto 7), na região cervical mesial do implante (227,42 KPa – ponto 8), na região cervical distal do implante (222,47 KPa – ponto 5), no ápice do 1° pré-molar (211,07 KPa – ponto 11), região cervical mesial do molar (197,20 KPa – ponto 4) e apical da raiz mesial do molar (191,25 KPa – ponto 3). Os demais pontos tiveram tensão de ~90 KPa.

Qualitativamente a conexão CM teve maior concentração de tensão nos pontos cervical distal e apicais do implante. De modo geral a região peri-implantar teve maiores tensões (Fig. 28c).

A aplicação de carregamento oclusal de 20 Kgf aumentou as tensões de forma evidente para as 3 conexões. A conexão HI apresentou os menores valores de tensão e distribuição mais uniforme entre implante e dentes adjacentes, quando comparada ao HE e CM. Os maiores valores de tensão foram observados para a conexão CM, que, contudo, também mostrou boa distribuição das tensões entre implante e dentes adjacentes. O HE teve alta concentração de tensões no implante comparado com os dentes adjacentes.

- **Carregamento oclusal, 25 Kgf**

As tensões (KPa) geradas nas diferentes conexões nos pontos observados, quando aplicada a carga de 25 Kgf com o segmento antagonista em oclusão; são apresentadas nas imagens fotoelásticas (Fig. 30) e no gráfico da Figura 31.

Figura 30. Tensões geradas com carga de 25Kgf com o segmento antagonista em oclusão: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse(c).

Figura 31. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, com carga de 25 Kgf em oclusão com o segmento antagonista em oclusão nas diferentes conexões.

Com carregamento oclusal de 25 Kgf, para a conexão HE as regiões de maior tensão foram nos 3 pontos (distal - 6, central - 7 e mesial - 8) apicais do implante (211,07; 344,85; 221,97 KPa, respectivamente), seguidos pela região cervical distal do 1º pré- molar (197,20 KPa – ponto 10), ponto apical da raiz distal do molar (196,21 KPa – ponto 2), ponto apical do 1º pré-molar (195,22 KPa – ponto 11) e no ápice da raiz mesial do molar (194,22 KPa – ponto 3).

Qualitativamente houve evidente aumento de tensões na região do implante, mais evidente para a região entre o implante e o 1º pré-molar. Houve maior participação dos dentes adjacentes na dissipação das tensões (Fig. 30a).

Para a conexão HI o maior ponto de tensão observado foi no centro do ápice do implante (331,97 KPa – ponto 7), seguido pela região apical da raiz mesial do molar (226,43 KPa – ponto 3), ápice do pré-molar (215,03 KPa – ponto 11), ponto apical mesial do implante (213,05 KPa – ponto 8), apical da raiz distal do molar (194,22 KPa – ponto 2).

Qualitativamente houve aumento evidente de tensões na região do implante e dos ápices dos dentes adjacentes. Houve maior concentração de tensões na região cervical entre implante e 1º pré-molar (pontos 9 e 10, respectivamente) (Fig. 30b).

A conexão CM apresentou os maiores valores de tensão na região adjacente ao implante quando comparada com as outras conexões, sendo o maior valor observado no centro do ápice do implante e na região apical mesial (481,60 KPa - ponto 7, e 340,81 KPa – ponto 8), seguido pelo ponto cervical distal (325,92 KPa – ponto 5) e ponto apical distal do implante (250,71 KPa – ponto 6), apical do 1° pré-molar (248,73 KPa – ponto 11), pontos cervical mesial (225,94 KPa – ponto 4) e apical da raiz mesial do molar (206,12 KPa – ponto 3).

Qualitativamente a conexão CM teve aumento evidente de tensões na região do implante e dos ápices dos dentes adjacentes. Houve maior concentração de tensões na região cervical entre 1° molar e implante (pontos 4 e 5, respectivamente) e nos pontos apicais do implante (6, 7 e 8) (Fig. 30c).

A conexão HI apresentou os menores valores de tensão na região do implante e melhor distribuição de tensões entre implante e dentes adjacentes, quando comparado com o HE, com valores bem próximos, e os maiores valores de tensão na região adjacente ao implante, tanto no ápice como na área da crista óssea, foram observados para a conexão CM.

- **Carga pontual, 10 Kgf**

A seguir são apresentadas as imagens fotoelásticas (Fig. 32) e o gráfico da Figura 33 mostrando as tensões (KPa) geradas nas diferentes conexões nos pontos observados quando aplicada uma carga pontual de 10Kgf na região da fossa mesial da coroa metalocerâmica do 2° pré-molar.

Figura 32. Tensões geradas com carga pontual de 10 Kgf: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse(c).

Figura 33. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, com carga pontual de 10 Kgf nas diferentes conexões (hexágono externo, interno e cone morse).

Nas Figuras acima foi observado que na conexão HE o maior valor de tensão foi registrado no ponto central apical do implante (193,23 KPa – ponto 7), seguido pela região cervical distal da raiz do 1º pré- molar (191,25 KPa – ponto 10); regiões apical distal e mesial do implante e apical do 1º pré-molar, apresentando os mesmos valores (99,09 KPa- pontos 6,8 e 11).

Qualitativamente a conexão HE teve clara concentração de tensões ao redor do implante, especialmente na região entre o implante e o 1º pré-molar, associada ao cantiléver mesial da coroa implantossuportada (Fig. 32a).

Na conexão HI foi observado padrão muito semelhante de tensões da conexão HE. A maior tensão no ponto central apical do implante (204,13 KPa – ponto 7), seguido pelos pontos cervical distal e apical do 1º pré-molar (194,22 KPa – ponto 10; 96,12 KPa – ponto 11, respectivamente), região apical mesial do implante (94,14 KPa – ponto 8), região de ápice da raiz mesial do 1º molar (89,18 KPa – ponto 3) e região apical distal do implante (88,19 KPa – ponto 6).

Qualitativamente houve concentração de tensões na região peri-implantar para a conexão HI, especialmente no ápice do implante e em direção à cervical distal do 1º pré-molar (Fig. 32b).

A conexão CM apresentou maior tensão no ponto apical central do implante (120,89 KPa – ponto 7), seguida pela região cervical mesial molar (83,24 KPa – ponto 4), região apical mesial do implante (79,27 KPa – ponto 8) e região cervical distal do 1º pré-molar (78,25 KPa – ponto 10).

Qualitativamente a conexão CM teve a menor concentração de tensões (Fig. 33c).

Para a aplicação de carga pontual de 10 Kgf na fossa mesial da coroa metalocerâmica a conexão CM apresentou os menores valores de tensão quando comparado com a HE e HI, que apresentaram valores muito próximos entre si, ligeiramente maior para HE, e de distribuição bastante semelhante.

- **Carga pontual, 15 Kgf**

As tensões (KPa) geradas nas diferentes conexões nos pontos observados, quando aplicada carga pontual de 15 Kgf na região da fossa mesial da coroa metalocerâmica do 2º pré-molar; são apresentadas nas imagens fotoelásticas (Fig. 34) e no gráfico da Figura 35, a seguir.

Figura 34. Tensões geradas com carga pontual de 15 Kgf: hexágono externo (a), hexágono interno (b) e cone morse(c).

Figura 35. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, com carga pontual de 15Kgf nas diferentes conexões (hexágono externo, interno e cone morse).

Com a aplicação da carga pontual de 15 Kgf o maior valor de tensão observado na conexão HE foi no ponto central apical do implante (233,86 KPa – ponto 7), seguido pela região cervical distal do 1º pré- molar (212,06 KPa – ponto 10), região cervical mesial do implante (204,13 KPa – ponto 9), região apical distal (125,85 KPa – ponto 6) e apical mesial (121,88 KPa – ponto 8) do implante, ápice da raiz do 1º pré-molar (120,89 KPa – ponto 11).

Qualitativamente houve concentração de tensões ao redor do implante, especialmente nas regiões de ápice e na cervical entre o implante e a raiz do 1º pré-molar, associada ao cantiléver da coroa do 2º pré-molar (Fig. 34a).

A conexão HI apresentou maior concentração de tensão no ponto central do ápice do implante (248,73 KPa – ponto 7), seguido pela região cervical distal do 1º pré- molar (195,22 KPa – ponto 10), ponto distal apical do implante (187,29 KPa – ponto 6), ápice da raiz mesial do 1º molar (125,35 KPa – ponto 3), ápice da raiz do 1º pré-molar (122,87 KPa- ponto 11) e região apical mesial do implante (121,88 KPa – ponto 8).

Qualitativamente o padrão de tensões é semelhante ao encontrado para a conexão HE, com concentração em torno do implante, principalmente no ápice do implante e na cervical entre implante e 1º pré-molar (Fig. 34b).

Para a conexão CM as maiores tensões foram observadas no ponto central apical do implante (293,32 KPa – ponto 7), seguido pela região distal cervical do 1º pré-molar (225,94 KPa – ponto 10), região cervical mesial do implante (220,98 KPa – ponto 9), ponto mesial apical do implante (195,22 KPa – ponto 8), ápice da raiz do 1º pré-molar (124,86 KPa – ponto 11), ápice da raiz mesial e cervical do 1º molar (119,90 KPa – pontos 3 e 4, respectivamente) e ponto apical distal do implante (104,54 KPa – ponto 6).

Qualitativamente a conexão CM também concentrou carga na região peri-implantar, com concentração em torno do implante, principalmente no ápice do implante e nas cervicais entre implante e dentes adjacentes (Fig. 34c).

Quando comparadas as conexões, com carga pontual de 15 Kgf, houve maior concentração de tensões no ápice do implante e na região entre implante e 1º pré-molar, associada ao cantiléver. Os maiores valores foram obtidos para a conexão CM, seguida no ápice do implante pela HI e depois HE, e na região entre implante e pré-molar pela HE e depois HI.

- **Hexágono Externo, carregamento oclusal (15, 20 e 25 Kgf)**

A seguir são apresentadas as imagens fotoelásticas (Fig. 36) e o gráfico da Figura 37 mostrando as tensões (KPa) geradas na conexão hexágono externo comparando as 3 intensidades de carga (15, 20 e 25 Kgf) com o segmento antagonista em oclusão.

Figura 36. Tensões geradas no modelo de conexão hexágono externo em oclusão com o antagonista com diferentes intensidades de carga: 15 (a), 20 (b) e 25 Kgf (c).

Figura 37. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, no modelo com conexão hexágono externo quando aplicadas 3 intensidades de carga (15, 20, 25 Kgf) com o segmento antagonista em oclusão.

Comparando os carregamentos do modelo com conexão HE, utilizando as 3 intensidades de carga (15, 20 e 25 Kgf) com o antagonista em oclusão, nota-se que o padrão de tensões é bastante semelhante com 20 e 25 Kgf, especialmente na região dos pontos ao redor do implante (pontos 5, 6, 7, 8 e 9). Para todas as cargas há evidente concentração de tensões no ápice do implante, com menor concentração de tensões nas demais áreas do modelo. Comparativamente a carga de 20 Kgf parece a mais adequada para ilustrar o comportamento geral das tensões sobre o modelo, sem sobrecarga evidente nem tensões muito baixas que pouco demonstrem a funcionamento do esquema testado.

- **Hexágono Interno, Carregamento oclusal (15, 20 e 25 Kgf)**

A seguir são apresentadas as imagens fotoelásticas (Fig. 38) e o gráfico da Figura 39 mostrando as tensões (KPa) geradas na conexão hexágono interno quando aplicadas 3 intensidades de carga (15, 20 e 25 Kgf) com o segmento antagonista.

Figura 38. Tensões geradas no modelo de conexão hexágono interno em oclusão com o antagonista com diferentes intensidades de carga: 15 (a), 20 (b) e 25 Kg (c).

Figura 39. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, no modelo com conexão hexágono interno quando aplicadas 3 intensidades de carga (15, 20, 25 Kg) com o segmento antagonista em oclusão.

Comparando os carregamentos do modelo com conexão HI, utilizando as 3 intensidades de carga (15, 20 e 25 Kg) com o antagonista em oclusão, nota-se que o padrão de tensões é bastante semelhante, especialmente na região dos pontos ao redor do implante (pontos 5, 6, 7, 8 e 9). Para todas as cargas há evidente concentração de tensões no ápice do implante, com menor concentração de tensões nas demais áreas do modelo. Comparativamente a carga de 20 Kg parece a mais adequada para ilustrar o comportamento geral das tensões sobre o modelo, sem sobrecarga evidente nem tensões muito baixas que pouco demonstrem o funcionamento do esquema testado.

- **Cone Morse, Carregamento oclusal (15, 20 e 25 Kgf)**

As imagens fotoelásticas (Fig. 40) e o gráfico da Figura 41 mostrando as tensões (KPa) geradas na conexão cone morse quando aplicadas 3 intensidades de carga (15, 20 e 25 Kgf) com o segmento antagonista em oclusão, são apresentadas a continuação.

Figura 40. Tensões geradas no modelo de conexão cone morse em oclusão com o antagonista com diferentes intensidades de carga: 15 (a), 20 (b) e 25Kgf (c).

Figura 41. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, no modelo com conexão cone morse quando aplicadas 3 intensidades de carga (15, 20, 25 Kgf) com o segmento antagonista em oclusão.

Na conexão cone morse a uniformidade na distribuição de tensões entre implante e dentes adjacentes não mostrou diferença com a elevação na intensidade de carga; além disso, as tensões foram concentradas no ápice do implante independentemente da carga aplicada. Novamente o padrão observado de distribuição das tensões com carga de 20 Kgf parece ser o mais adequado para o teste proposto.

- **Hexágono Externo, Carga pontual (10 e 15 Kgf)**

A seguir são apresentadas as imagens fotoelásticas (Fig. 42) e o gráfico da Figura 43 mostrando as tensões (KPa) geradas na conexão hexágono externo quando aplicadas 2 intensidades de carga pontual (10 e 15 Kgf) na fossa mesial da coroa metalocerâmica.

Figura 42. Tensões geradas no modelo de conexão hexágono externo quando aplicada carga pontual com diferentes intensidades: 10 (a) e 15 Kgf (b).

No hexágono externo foi observado que para as duas intensidades de carga pontual (10 e 15 Kgf) a maior concentração de tensões apresentou-se no centro do ápice do implante (225,44; 272,84 KPa, respectivamente), seguido do ponto cervical distal do 1º pré-molar (223,13; 247,41 KPa).

Figura 43. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, no modelo com conexão hexágono externo quando aplicadas cargas pontuais de 10 e 15 Kgf.

Houve aumento considerável de tensão na região cervical mesial do implante com o aumento da intensidade de carga de 10 Kgf (146,82 KPa) para 15 Kgf (238,16 KPa). Ao aumentar 5 Kgf de carga houve distribuição menos uniforme das tensões entre o implante e o 1° pré-molar; com maior concentração no ápice e região cervical mesial do implante.

Os resultados sugerem que a carga pontual de 10 Kgf é a mais adequada para o teste.

- **Hexágono Interno, Carga pontual (10 e 15 Kgf)**

Nas seguintes imagens fotoelásticas (Fig. 44) e o gráfico da Figura 45 são apresentadas as tensões (KPa) geradas na conexão hexágono interno quando aplicadas 2 intensidades de carga pontual (10 e 15 Kgf) na fossa mesial da coroa metalocerâmica.

Figura 44. Tensões geradas no modelo de conexão hexágono interno quando aplicada carga pontual com diferentes intensidades: 10 (a) e 15 Kgf (b).

Figura 45. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, no modelo com conexão hexágono interno quando aplicadas cargas pontuais de 10 e 15 Kgf.

Quando aplicadas as duas intensidades de carga pontual (10 e 15 Kgf) no hexágono interno foi observada maior concentração de tensões nos pontos central apical do implante (238,16 e 290,18 KPa, respectivamente) e no ponto cervical mesial do 1° pré-molar (226,60 e 227,75 KPa, respectivamente).

Com o aumento de carga de 5 Kgf houve distribuição das tensões menos favorável entre o implante e o 1° pré-molar, mostrando aumento da tensão no ponto apical do implante. Contudo, não foi observado aumento considerável de tensão na crista óssea mesial do implante.

Embora tenham ocorrido mais pontos de coincidência entre as tensões observadas com as duas cargas, a de 10 Kgf também se mostra aparentemente mais adequada para este tipo de observação.

- **Cone Morse, Carga pontual (10 e 15 Kgf)**

A seguir são apresentadas as imagens fotoelásticas (Fig. 46) e o gráfico da Figura 47 mostrando as tensões (KPa) geradas no cone morse quando aplicadas 2 intensidades de carga pontual (10 e 15 Kgf) na fossa mesial da coroa metalocerâmica.

Figura 46. Tensões geradas no modelo de conexão cone morse quando aplicada carga pontual com diferentes intensidades: 10 (a) e 15 Kgf (b).

Figura 47. Tensões (KPa) geradas, ponto a ponto, no modelo com conexão cone morse quando aplicadas cargas pontuais de 10 e 15 Kgf.

Para a conexão CM os pontos de maior tensão para as duas cargas (10 e 15 Kgf) foram observados no centro do ápice do implante (141,04 e 342,21 KPa, respectivamente) e na região distal cervical do pré-molar (91,33 e 263,59 KPa, respectivamente).

Quando a carga foi aumentada 5 Kgf houve incremento significativo no ponto cervical mesial do implante de 0 KPa para 257,81 KPa. Apesar da maior variação observada, para a conexão CM a carga de 15 Kgf evidenciou de maneira mais significativa as tensões desenvolvidas e sua distribuição entre as diferentes estruturas.

DISCUSSÃO

6. Discussão

Este trabalho avaliou a influência de 3 tipos de conexões protéticas (hexágono externo, hexágono interno e cone morse) em próteses unitárias metalocerâmicas correspondentes ao 2° pré-molar inferior, quando aplicados carregamentos fisiológicos com o segmento antagonista de 3 unidades e carga pontual na fossa mesial da coroa implantossuportada, sendo aplicadas cargas com diferentes intensidades (10, 15, 20 e 25 Kgf), na transmissão de tensões ao osso alveolar. Um dos aspectos importantes no planejamento do tratamento na implantodontia é o tipo de conexão protética, já que influencia a distribuição, magnitude e transferência de tensão ao osso circundante; entre as várias conexões existentes, as junções internas são consideradas uma evolução do hexágono externo tradicional absorvendo melhor as forças externas (AKÇA et al., 2008; BERNARDES et al., 2009).

A fotoelasticidade é uma técnica experimental amplamente usada para o estudo das tensões na implantodontia, ela permite a visualização do padrão e distribuição das tensões produzido quando modelos com característica anisotrópica são submetidos a carga e observados sob luz polarizada, as tensões podem ser calculadas a partir da ordem de franjas isocromáticas observadas no modelo (CLELLAND et al., 1992). A obtenção dos parâmetros fotoelásticos pode ser feita através de leituras manuais, considerando 2 fatores: quanto maior o número de franjas maior a magnitude de tensão e quanto maior proximidade das franjas maior a concentração de tensões (UEDA et al., 2004). Normalmente este procedimento é demorado e exige a interferência do usuário (SOUZA et al., 2007); no presente estudo foi utilizado o software Fringes® para este fim.

Neste estudo foi utilizado o método fotoelástico quase-tridimensional que é uma combinação da técnica bidimensional e tridimensional, já que um modelo tridimensional é fabricado mas os padrões de tensão são observados e analisados em duas dimensões; este método fotoelástico é o mais apropriado para analisar os padrões produzidos ao carregar um cilindro tridimensional embebido em um modelo simulando osso (CLELLAND et al., 1993).

Foi feito um teste piloto para determinar a quantidade de carga aplicada adequada para a correta visualização de franjas, considerando que a observação de maior número de franjas possíveis promove maior exatidão, submetendo o modelo à maior carga possível, sem deformação plástica (FERNANDES et al., 2011), sendo que para a resina utilizada neste estudo o módulo de elasticidade é de 481 MPa (TIOSSI et al., 2014). Assim foi determinada a aplicação de cargas de 15, 20 e 25 Kgf para carga simulação de oclusão fisiológica e 10 e 15 Kgf para a carga pontual, representando contato prematuro.

Para este estudo, foram utilizadas coroas metalocerâmicas unitárias cimentadas, devido a que a cerâmica tem sido usada como o principal material de revestimento estético para próteses fixas unitárias implantossuportadas pela estética superior e maior resistência ao desgaste (CARLSSON et al., 2009). Como substrato para a cerâmica, foi usada a liga de cobalto-cromo, que promove a distribuição de tensões devido a seu alto módulo de elasticidade (DE CASTRO et al., 2013). Ainda, há que se destacar que a liga de Co-Cr tem ganho maior utilização em formulações adequadas ao recobrimento cerâmico e ao menor potencial alergênico, se comparada à liga de Ni-Cr. Ao utilizar próteses cimentadas foi eliminada a possibilidade de gerar pré-cargas induzidas pelo apertamento do parafuso no momento da instalação (MARKARIAN et al., 2007; TIOSSI et al., 2014); a utilização de próteses cimentadas também permitiu o ajuste oclusal fisiológico dirigido ao longo eixo do implante (TAYLOR et al., 2002) pela não existência de orifício do parafuso na face oclusal.

O ajuste dos contatos interproximais com papel articular e fio dental foi realizado seguindo as recomendações usuais da prática clínica (TIOSSI et al., 2014) e, com a cimentação das coroas, a efetividade dos contatos transmite, naturalmente, algum grau de tensão aos dentes adjacentes. Como pré-requisito, foi executado, como descrito na metodologia, o protocolo para relaxamento de tensões, seguindo os parâmetros estabelecidos. Ainda assim, foram observadas regiões com tensões residuais na região da crista óssea entre implante e dentes adjacentes (TIOSSI et al., 2014). Embora sem cálculo direto, pela localização destas ocorrências em relação aos pontos determinados de análise, de alguma forma estas tensões foram consideradas na avaliação qualitativa.

O ajuste oclusal foi feito distribuindo os contatos entre a restauração e dentes adjacentes em máxima intercuspidação, propiciando o direcionamento axial das forças na aplicação de carga oclusal fisiológica com o protocolo clínico utilizando papel articular (CARLSSON et al., 2009).

A carga axial fisiológica centralizada, utilizada no presente estudo, simula uma condição oclusal ideal desde o ponto de vista biomecânico, enquanto que a carga axial pontual, deslocada do longo eixo do implante, simula contato oclusal prematuro. Para ambas as situações, entretanto, está presente o componente em cantiléver devido ao sobrecontorno mesial da coroa, já que o espaço projetado para o implante foi maior do que o necessário numa situação ideal de posicionamento. Contudo, deve ser ressaltado que os limiares de esforço fisiológico dos maxilares humanos ainda não foram determinados, então os valores absolutos de tensão observados ainda têm relevância clínica especulativa e devem ser considerados com cuidado (CEHRELI et al., 2004).

Em todas as conexões protéticas foram observados altos níveis de tensão na região apical do implante. Esse resultado é concordante com os obtidos em estudos prévios (CEHRELI et al., 2002; COELHO et al., 2012), observando que quando aplicada carga axial houve concentração de tensões no ápice dos implantes independentemente do grupo estudado.

Quando aplicada as cargas em oclusão fisiológica, os maiores valores de tensão foram observados na conexão cone morse, sendo o hexágono interno a conexão com os menores valores de tensão para a oclusão fisiológica. Isto pode ser devido à área de contato aumentada entre componente protético-implante na conexão cone morse que resulta em resistência friccional (COELHO et al., 2012), portanto permite a transmissão de carga mais direta ao osso alveolar devido à ausência de micro-movimentações quando está em função.

Na conexão cone morse a uniformidade na distribuição de tensões entre implante e dentes adjacentes não mostrou diferença com a elevação na intensidade de carga; além disso, as tensões foram concentradas no ápice do implante

independentemente da carga aplicada. Os maiores valores de tensão no cone morse e a distribuição qualitativa observados nesse estudo coincidem com os resultados obtidos por Sotto-Maior et al. (2014) que reportaram menores valores de tensão na conexão hexágono externo quando comparada com cone morse, sendo que o cone morse dirigiu as tensões para o ápice do implante.

A melhor distribuição de tensões na conexão hexágono interno submetida a carga fisiológica quando comparada com o hexágono externo, coincide com o encontrado em estudos anteriores (MAEDA et al., 2006; BERNARDES et al., 2009), que avaliaram a distribuição de tensões em implantes unitários. Este resultado pode ser devido às maiores dimensões do hexágono interno quando comparado com o externo, o que favorece a distribuição de cargas.

Considerando unicamente a carga fisiológica o hexágono interno mostrou o melhor desempenho biomecânico entre as diferentes conexões estudadas independentemente da intensidade de carga aplicada, mostrando valores de tensões concentrados principalmente na região apical do implante; além disso, distribuição adequada das cargas entre os dentes adjacentes e o implante.

Quando aplicada a carga pontual de 10 Kgf a conexão cone morse não apresentou tensões na região peri-implantar, superando em desempenho as conexões hexágono interno e externo. Esse resultado está de acordo com os encontrados em estudos anteriores (ZANATTA et al., 2014; COELHO et al., 2012) que mostraram melhor distribuição de tensões em conexão cone morse suportando próteses fixas unitárias. Com o incremento da carga pontual para 15 Kgf o hexágono externo apresentou concentração de tensões na crista marginal mesial, enquanto que o cone morse e hexágono interno concentraram as tensões unicamente no ápice do implante. Esse resultado foi similar ao de Hansson et al. (2000), que reportaram que na conexão externa, quanto mais centralizada a força aplicada, mais favorável a distribuição de tensões na região do osso marginal. Isto pode ser devido a que quando a carga é aplicada fora do longo eixo do implante, a maior estabilidade da conexão cone morse permite melhor distribuição das tensões ao longo do implante quando comparada com o hexágono interno e externo. A conexão hexágono externo é a que apresenta menor resistência contra movimentos laterais

devido ao maior eixo rotacional e menor área de contato implante-componente protético (MAEDA et al., 2006; NEVES et al., 2013).

Estudos *in vitro*, como as análises fotoelásticas, permitem um desenho experimental que restringe tanto as variáveis dos pacientes quanto as variáveis do operador. Embora existam limitações inerentes ao método, focadas na dificuldade de modelar as características não homogêneas e anisotrópicas do osso humano, devido às variações no módulo de elasticidade encontradas em diferentes regiões (CELIK et al., 2007; DE CASTRO et al., 2013), a técnica de fotoelasticidade tem sido amplamente utilizada, com sucesso, para estudar a interação da resposta tissular e as características físicas das restaurações protéticas e implantes, dado que a magnitude da concentração de tensões pode ser modificada, mas não substancialmente a sua localização (SADOWSKY et al., 2004).

Apesar da padronização das coroas metalocerâmicas através de um mesmo enceramento, algumas diferenças mínimas foram observadas quanto às dimensões ocluso-apicais finais. Estas diferenças devem ser consideradas porque podem causar diferentes efeitos de avalanche entre os conjuntos implante-pilar-prótese. Entretanto, alguns estudos reportam que a altura das restaurações não tem influência nos carregamentos verticais (WISKOTT et al., 2007; SOTTO-MAIOR et al., 2014), que foram os aplicados no presente estudo.

O assentamento passivo das restaurações implantossuportadas é difícil de ser obtido, em grande parte devido aos vários procedimentos laboratoriais, nos quais distorções podem ocorrer nas diferentes etapas de confecção (DE CASTRO et al., 2013; LEE et al., 2013). Apesar do cuidado na verificação do ajuste e assentamento das coroas com sonda exploradora, utilizando o mesmo método clínico, outra limitação do presente estudo é a provável diferença de ajuste entre as coroas; contudo, a utilização de coroas cimentadas permite maior amplitude de variação, sendo um *gap* entre 30 µm a 100 µm considerado aceitável, e depois preenchido pelo agente cimentante. Em comparação, para próteses parafusadas o *gap* de apenas 30 µm pode gerar certo grau de tensão pelo simples aparafusamento da prótese (WATANABE et al., 2000). Além disso, Lee et al. (2013) observou menor

concentração de tensões ao instalar próteses cimentadas quando comparado com próteses parafusadas.

Nesse estudo foram aplicadas cargas estáticas axiais nas próteses fixas, contudo é sabido que em situações *in vivo*, forças laterais e transversais também estão presentes. Portanto, é necessário realizar mais estudos, especialmente considerado a aplicação de cargas oblíquas dinâmicas. Além disso, tem sido reportado que na conexão cone morse as tensões geradas por cargas axiais são separadas das tensões por cargas horizontais, o que não acontece na conexão com hexágono externo (HANSSON et al., 2000). Essa somatória de tensões por carga horizontal, poderia modificar os resultados obtidos no desempenho biomecânico das conexões, especialmente as em hexágono externo e interno.

Assim, este estudo oferece algumas informações que visam complementar o entendimento da biomecânica das diferentes conexões protéticas em prótese sobre implantes, e reforça o entendimento de que as conexões internas têm melhor desempenho do que as conexões em hexágono externo.

CONCLUSÕES

7. Conclusões

Baseado na metodologia empregada, suas limitações, e resultados obtidos neste estudo, concluiu-se que:

- A distribuição de tensões na região peri-implantar de próteses fixas unitárias cimentadas é influenciada pelo tipo de conexão protética quando são aplicadas cargas verticais estáticas, tanto oclusal fisiológica quanto pontual, evidenciando o melhor desempenho das conexões internas;
- As tensões geradas com oclusão fisiológica foram melhor distribuídas ao longo do implante, quando comparadas com as tensões geradas na carga pontual, evidenciando a importância do correto ajuste oclusal;
 - A conexão que gerou maior concentração de tensões na região peri-implantar em oclusão fisiológica foi o cone morse, seguido pelo hexágono externo e hexágono interno;
 - As tensões geradas pela carga fisiológica foram melhor distribuídas entre dentes e implante na conexão hexágono interno para as 3 intensidades de carga, seguido pelo cone morse e hexágono externo;
 - Sob carga pontual de 10 Kgf, a conexão cone morse teve o melhor desempenho, com menor concentração de tensões, sendo a conexão hexágono externo a única que mostrou tensão na região da crista mesial do implante;
 - Sob carga pontual de 15 Kgf, a conexão hexágono interno mostrou melhor desempenho e não foram observadas tensões nos pontos das cristas ósseas. Os maiores valores de tensão na região peri-implantar foram observados na conexão cone morse, seguido pelo hexágono externo.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

-
- ¹AKÇA, K.; ÇEHRELI, M.C. A. Photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. **Int J Periodontics Restorative Dent**, v.28, n.24, p.390-9, 2008.
- ALMEIDA, E.O.; FREITAS, A.C.; BONFANTE, E.A. et al. Mechanical testing of implant-supported anterior crowns with different implant/abutment connections. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.28, p.103-8, 2013.
- ASVANUND, P.; MORGANO, S.M. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. **J Prosthet Dent**, v.106, n.4, p.266-71, out 2011.
- BATISTA J.M.; ESCUIN, T. Técnicas fotoelásticas aplicadas al estudio de prótesis sobre implantes. **Dentum**, v.7, n.1, p.24-30, 2007.
- BERNARDES, S.R.; ARAÚJO, C.A.; NETO, A.J. et al. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.24, p.781-789, 2009.
- BERNARDES, S.R.; DE MATTOS, M.G.; HOBKIRK, J. et al. Loss of preload in screwed implant joints as a function of time and tightening/untightening sequences. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.29, p.89-96, 2014.
- BUSER, D.; MARTIN W.; BELSER C. Optimizing Esthetics for Implant Restorations in the Anterior Maxilla: Anatomic and Surgical Considerations. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.19 (Suppl), p.43-61, 2004.
- CALDERON, P.; DANTAS, P.; MONTENEGRO, S. et al. Technical complications with implant-supported dental prostheses. **Journal of Oral Science**, v.56, n.2, p.179-184, 2014.
- CARLSSON G.E. Dental occlusion: modern concepts and their application in implant prosthodontics. **Odontology**, v.97, p.8-17, 2009.
- CASTRO, G.C.; ARAUJO, C.A.; MESQUITA, M.F. et al. Stress distribution in Co- Cr implant frameworks after laser or TIG welding. **Braz Dent J**, v.24, n.2, p.147-51, 2013.
- CELIK, G.; ULUDAG, B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implantretained mandibular overdentures. **J Prosthet Dent**, v.97, p.229-35, 2007.
- CHEN, Y.Y.; KUAN, C.L.; WANG, Y.B. Implant occlusion: biomechanical considerations for implant-supported prostheses. **J Dent Sci**, v.3, n.2, p.65 -74, 2008.
- CLELLAND, N.L.; GILAT, A. The effect of abutment angulation on stress transfer for an implant. **J Prosthodont**, v.1, n.1, p.24-28, 1992.
- CLELLAND, NL; GILAT A; MCGLUMPHY et al. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral Maxillofac**, v. 8, n 5, p. 541- 8, Set-Out 1993.

¹ Norma ABNT

-
- COELHO, M.C.; PESQUEIRA, A.A.; FALCÓN-ANTENUCCI, R.M. et al. Stress distribution in implant-supported prosthesis with external and internal implant-abutment connections. **Acta Odontol Scand**, p.1-6, 2012
- COSYN J.; SABZEVAR M.; BRUYN H. Predictors of inter-proximal and midfacial recession following single implant treatment in the anterior maxilla: a multivariate analysis. **J Clin Periodontol**, v.39, p. 895-903, 2012.
- ÇEHRELI, M.C.; AKÇA, K.; IPLIKÇIOĞLU, H. Force transmission of one- and two-piece morse-taper oral implants: a nonlinear finite element analysis. **Clin Oral Implants**, v.15, n.4, p.481-9, Ago 2004.
- DUYCK, J.; NAERT, IE., VAN OOSTERWYCK, H. et al. Biomechanics of oral implants: a review of the literature. **Technol Health Care**, v. 5, n. 4, p. 253- 73, Oct 1997.
- FERNANDEZ, MSD. Metrological study for the optimal selection of the photoelastic model in transmission photoelasticity. **Applied Optics**, v. 50, n. 29, p. 5721- 27, Out 2011.
- HA, C.Y.; LIM, Y.J.; KIM, M.J. et al. The influence of abutment angulation on screw loosening of implants in the anterior maxilla. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.26, n.1, p.45-55, Jan-Fev 2011.
- HANAOKA, M.; GEHRKE, S.; MARDEGAN, F. et al. Influence of implant/abutment connection on stress distribution to implant-surrounding bone: a finite element analysis. **J Prosthodont.**, p.1-7, 2014.
- HANSSON, S. Implant-Abutment Interface: Biomechanical study of flat top versus conical. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.2, n.1, p.33-41, 2000.
- ISIDOR, F. Influence of forces on peri-implant bone. **Clin. Oral Imp. Res**, v.17, n.2, p.8-18, 2006.
- KARL, M.; TAYLOR, T.; WICHMANN, M. et al. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. **J Prosthodont**, v.15, p.20-24, 2006.
- KHRAISAT, A.; BAQAIN, Z.; SMADI, L. et al. Abutment rotational displacement of external hexagon implant system under lateral cyclic loading. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.8, n.2, p.95-99, 2006
- KHRAISAT, A.; STEGAROIU, R.; NOMURA, S. et al. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. **J Prosthet Dent**, v.88, p.604-10, 2002.
- LEE, J.I.; LEE, Y.; KIM, N.Y. et al. A photoelastic stress analysis of screw- and cemented-retained implant prostheses with marginal gaps. **Clin Implant Dent Relat Res**, v.15, n.5, p.735-49, 2013.

-
- MAEDA, Y.; SATOH, T. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. **J Oral Rehabil**, v.33, n.1, p.75-8, Jan 2006.
- MANGANO, C. IACULLI, F., PIATELLI, A. et al. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: a retrospective clinical study with 10–20 years of follow-up. **Clin Oral Impl Res**, p.1-8, 2014.
- MARKARIAN, RA., UEDA, C., SENDYK CL. et al. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. **J Prosthodont**, v. 16, p. 117- 22, 2007.
- NORTON, M.R. An *in vitro* evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. **Clin Oral Impl Res**, v.8, p.290-98, 1997.
- POZZI, A.; TALLARICO, M.; MOY, P. Moy. Three-year post-loading results of a randomised, controlled, split-mouth trial comparing implants with different prosthetic interfaces and design in posterior edentulous mandibles. **Eur J Oral Implantol**, v.7, n.1, p.47-61, 2014.
- SADOWSKY, S.J.; CAPUTO, A.A. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. **J Prosthet Dent**, v.92, n.4, p.328-36, Out 2004.
- SAHIN, S.; CEHRELI, M.C.; YALÇIN, E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-a review. **J Dent**, v.30, n.7-8, p. 271-82, Set-Nov 2002.
- SHERIF, S.; SUSARLA, H.K.; KAPOS, T. et al. A Systematic review of screw- versus cement-retained implant-supported fixed restorations. **J Prosthodont**, v.23, p. 1-9, 2014.
- SOTTO- MAIOR, B.S.; SENNA, P.M.; DA SILVA J.P. et al. Influence of crown- to –implant ratio on stress around single short- wide implants: a photoelastic stress analysis. **J Prosthodont**, v.0, p. 1-5, 2014.
- TAYLOR, T.D.; AGAR, J.R. Twenty years of progress in implant prosthodontics. **J Prosthet Dent**, v.88, p.89-95, 2002.
- TIOSSI, R.; DE TORRES, E.M.; RODRIGUES, R.C. et al. Comparison of the correlation of photoelasticity and digital imaging to characterize the load transfer of implant-supported restorations. **J Prosthet Dent**, v.112, p.276-284, 2014.
- TONELLA, B.P.; PELLIZZER, E.P.; FERRAÇO, R. et al. Photoelastic analysis of cemented or screwed implant-supported prostheses with different prosthetic connections. **J Oral Implantol**, v.37, n.4, p. 401-10, Ago 2011.
- UEDA, C.; MARKARIAN, R.A.; SENDYK, A.L. et al. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. **Braz Oral Res**, v.18, n.1, p.45-52, 2004.

-
- WATANABE, F.; UNO, I.; HATA, Y. et al. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v.15, p.209-18, 2000.
- WEIGL, P. New prosthetic restorative features of the Ankylos implant system. **J Oral Implantol**, v.30, n.3, p.178-88, 2004.
- WISKOTT, A.; JAQUET, R.; SHERRER, SS.; BELSER, UC. et al. Resistance or internal connection implant connector under rotation fatigue loading. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 22, p. 249- 57, 2007.
- YOSHIYUKI, H.; CARR, A.B. External versus internal abutment connection implants: a survey of opinions and decision making among experienced implant dentists in Japan. **Odontology**, Dez 2013.
- ZANATTA, L.C.; DIB, L.L.; GEHRKE, S.A. Photoelastic Stress Analysis Surrounding Different Implant Designs Under Simulated Static Loading. **J Craniofac Surg**, v.25, n.3, p.1068-1071, 2014.

Anexos

Tabela 01. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada nas diferentes conexões protéticas quando aplicada uma carga de 15Kgf com o segmento antagonista.

15 Kgf. Antagonista							
	Pontos de Leitura	Hexágono Externo		Hexágono Interno		Cone Morse	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.47	69.37	0.98	143.36	0.59	86.71
	2	0.76	110.99	0.70	101.74	0.55	80.93
	3	0.74	108.68	1.53	224.29	1.00	146.25
	4	0.55	80.93	0.64	93.65	1.00	146.25
I m p l a n t e	5	0.60	87.87	0.70	102.90	1.60	234.69
	6	0.52	76.30	0.60	87.87	0.85	124.28
	7	1.74	254.35	1.12	163.59	2.62	383.83
	8	0.63	92.49	0.72	105.21	1.60	234.69
	9	0.79	115.61	0.40	58.50	0.60	87.87
P r é - m o l a r	10	0.98	143.94	1.00	146.83	0.58	84.40
	11	0.96	141.05	1.03	150.30	1.49	217.35
	12	0.55	80.93	0.58	84.40	0.58	84.40

Tabela 02. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada nas diferentes conexões protéticas quando aplicada uma carga de 20Kgf com o segmento antagonista.

20 Kgf. Antagonista							
	Pontos de Leitura	Hexágono Externo		Hexágono Interno		Cone Morse	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	1.00	146.25	1.00	146.83	0.58	84.40
	2	1.03	150.30	1.00	146.83	0.60	87.87
	3	1.04	152.61	1.77	258.97	1.53	223.13
	4	0.58	84.40	0.64	93.65	1.57	230.07
I m p l a n t e	5	0.63	92.49	0.67	98.27	1.77	259.55
	6	1.55	226.60	0.75	109.83	1.62	237.01
	7	2.62	383.83	1.80	263.60	3.19	466.54
	8	1.60	234.69	1.00	146.25	1.81	265.33
	9	0.99	145.09	0.71	104.05	0.63	92.49
P r é - m o l a r	10	1.00	146.25	1.00	146.25	0.63	92.49
	11	1.22	178.04	1.57	230.07	1.68	246.25
	12	0.58	84.40	0.68	99.43	0.58	84.40

Tabela 03. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada nas diferentes conexões protéticas quando aplicada uma carga de 25Kgf com o segmento antagonista.

25 Kgf. Antagonista							
	Pontos de Leitura	Hexágono Externo		Hexágono Interno		Cone Morse	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.50	72.84	1.00	146.83	0.59	86.71
	2	1.57	228.91	1.55	226.60	0.63	92.49
	3	1.55	226.60	1.81	264.17	1.64	240.47
	4	0.59	86.71	0.67	98.27	1.80	263.60
I m p l a n t e	5	0.55	80.93	0.67	98.27	2.60	380.25
	6	1.68	246.25	1.04	151.45	2.00	292.50
	7	2.75	402.33	2.65	387.30	3.84	561.88
	8	1.77	258.97	1.70	248.57	2.72	397.71
	9	1.53	224.29	1.00	146.25	1.63	238.16
P r é - m o l a r	10	1.57	230.07	1.00	146.25	0.80	117.35
	11	1.56	227.76	1.72	250.88	1.98	290.19
	12	0.59	86.71	0.75	109.83	0.59	86.71

Tabela 04. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada nas diferentes conexões protéticas quando aplicada carga de 10Kgf pontual na fossa mesial da coroa metalo- cerâmica.

10 Kgf. Pontual							
	Pontos de Leitura	Hexágono Externo		Hexágono Interno		Cone Morse	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.79	99.03	0.71	89.19	0	0
	2	0.63	79.28	0.65	81.26	0.55	69.37
	3	0.64	80.27	0.71	89.19	0.60	75.31
	4	0.55	68.38	0.60	75.31	0.66	83.24
I m p l a n t e	5	0.50	62.43	0.62	77.30	0.58	72.34
	6	0.79	99.10	0.70	88.20	0.41	51.40
	7	1.54	193.24	1.63	204.14	0.96	120.90
	8	0.79	99.10	0.75	94.14	0.63	79.28
	9	1.00	125.85	0.62	78.29	0	0
P r é - m o l a r	10	1.53	223.13	1.55	194.23	0.62	78.29
	11	0.79	115.61	0.77	96.12	0.60	75.31
	12	0.58	84.40	0.55	68.38	0.68	85.22

Tabela 05. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada nas diferentes conexões protéticas quando aplicada carga de 10Kgf pontual na fossa mesial da coroa metalo- cerâmica.

15 Kgf. Pontual							
	Pontos de Leitura	Hexágono Externo		Hexágono Interno		Cone Morse	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.49	61.44	0.70	87.20	0.41	51.40
	2	0.66	82.25	0.67	84.23	0.59	74.32
	3	0.79	99.10	1.00	125.36	0.96	119.91
	4	0.55	68.38	0.59	74.32	0.96	119.91
I m p l a n t e	5	0.40	50.54	0.66	82.25	0.60	75.31
	6	1.00	125.85	1.49	187.29	0.83	104.55
	7	1.87	233.87	1.98	248.73	2.34	293.33
	8	0.97	121.89	0.97	121.89	1.56	195.22
	9	1.63	204.14	0.63	79.28	1.76	220.99
P r é - m o l a r	10	1.69	212.07	1.56	195.22	1.80	225.94
	11	0.96	120.90	0.98	122.88	1.00	124.86
	12	0.63	79.28	0.42	52.52	0.58	72.34

Tabela 06. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada na conexão hexágono externo quando aplicada carga de 10, 15 e 25 Kgf com o segmento antagonista.

Hexágono Externo Antagonista							
	Pontos de Leitura	15 Kgf.		20 Kgf.		25 Kgf.	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.47	59.46	1.00	125.36	0.50	62.43
	2	0.76	95.13	1.03	128.83	1.57	196.21
	3	0.74	93.15	1.04	130.81	1.55	194.23
	4	0.55	69.37	0.58	72.34	0.59	74.32
I m p l a n t e	5	0.60	75.31	0.63	79.28	0.55	69.37
	6	0.52	65.40	1.55	194.23	1.68	211.08
	7	1.74	218.01	2.62	329.00	2.75	344.86
	8	0.63	79.28	1.60	201.17	1.77	221.98
	9	0.79	99.10	0.99	124.37	1.53	192.25
P r é - m o l a r	10	0.98	123.38	1.00	125.36	1.57	197.20
	11	0.96	120.90	1.22	152.61	1.56	195.22
	12	0.55	69.37	0.58	72.34	0.59	74.32

Tabela 07. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada na conexão hexágono interno quando aplicada carga de 10, 15 e 25 Kgf com o segmento antagonista.

Hexágono Interno Antagonista							
	Pontos de Leitura	15 Kgf.		20 Kgf.		25 Kgf.	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.98	122.88	1.00	125.85	1.00	125.85
	2	0.70	87.20	1.00	125.85	1.55	194.23
	3	1.53	192.25	1.77	221.98	1.81	226.44
	4	0.64	80.27	0.64	80.27	0.67	84.23
I m p l a n t e	5	0.70	88.20	0.67	84.23	0.67	84.23
	6	0.60	75.31	0.75	94.14	1.04	129.82
	7	1.12	140.22	1.80	225.94	2.65	331.97
	8	0.72	90.18	1.00	125.36	1.70	213.06
	9	0.40	50.14	0.71	89.19	1.00	125.36
P r é - m o l a r	10	1.00	125.85	1.00	125.36	1.00	125.36
	11	1.03	128.83	1.57	197.20	1.72	215.04
	12	0.58	72.34	0.68	85.22	0.75	94.14

Tabela 08. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada na conexão cone morse quando aplicada carga de 10, 15 e 25 Kgf com o segmento antagonista.

Cone Morse Antagonista							
	Pontos de Leitura	15 Kgf.		20 Kgf.		25 Kgf.	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.59	74.32	0.58	72.34	0.59	74.32
	2	0.55	69.37	0.60	75.31	0.63	79.28
	3	1.00	125.36	1.53	191.26	1.64	206.12
	4	1.00	125.36	1.57	197.20	1.80	225.94
I m p l a n t e	5	1.60	201.17	1.77	222.47	2.60	325.93
	6	0.85	106.53	1.62	203.15	2.00	250.71
	7	2.62	329.00	3.19	399.89	3.84	481.61
	8	1.60	201.17	1.81	227.43	2.72	340.89
	9	0.60	75.31	0.63	79.28	1.63	204.14
P r é - m o l a r	10	0.58	72.34	0.63	79.28	0.80	100.58
	11	1.49	186.30	1.68	211.08	1.98	248.73
	12	0.58	72.34	0.58	72.34	0.59	74.32

Tabela 09. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada na conexão hexágono externo quando aplicada carga de 10 e 15 Kgf pontual na fossa mesial da coroa metalo- cerâmica.

Hexágono Externo Pontual					
	Pontos de Leitura	10 Kgf.		15 Kgf.	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.79	99.03	0.49	61.44
	2	0.63	79.28	0.66	82.25
	3	0.64	80.27	0.79	99.10
	4	0.55	68.38	0.55	68.38
I m p l a n t e	5	0.50	62.43	0.40	50.54
	6	0.79	99.10	1.00	125.85
	7	1.54	193.24	1.87	233.87
	8	0.79	99.10	0.97	121.89
	9	1.00	125.85	1.63	204.14
P r é - m o l a r	10	1.53	223.13	1.69	212.07
	11	0.79	115.61	0.96	120.90
	12	0.58	84.40	0.63	79.28

Tabela 10. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada na conexão hexágono interno quando aplicada carga de 10 e 15 Kgf pontual na fossa mesial da coroa metalo- cerâmica.

Hexágono Interno Pontual					
	Pontos de Leitura	10 Kgf.		15 Kgf.	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0.71	89.19	0.70	87.20
	2	0.65	81.26	0.67	84.23
	3	0.71	89.19	1.00	125.36
	4	0.60	75.31	0.59	74.32
I m p l a n t e	5	0.62	77.30	0.66	82.25
	6	0.70	88.20	1.49	187.29
	7	1.63	204.14	1.98	248.73
	8	0.75	94.14	0.97	121.89
	9	0.62	78.29	0.63	79.28
P r é - m o l a r	10	1.55	194.23	1.56	195.22
	11	0.77	96.12	0.98	122.88
	12	0.55	68.38	0.42	52.52

Tabela 11. Ordens de franja (N) e tensão (KPa) observada na conexão cone morse quando aplicada carga de 10 e 15 Kgf pontual na fossa mesial da coroa metalo- cerâmica.

Cone Morse Pontual					
	Pontos de Leitura	10 Kgf.		15 Kgf.	
		Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)	Ordem de franja (N)	Tensão (KPa)
M o l a r	1	0	0	0.41	51.40
	2	0.55	69.37	0.59	74.32
	3	0.60	75.31	0.96	119.91
	4	0.66	83.24	0.96	119.91
I m p l a n t e	5	0.58	72.34	0.60	75.31
	6	0.41	51.40	0.83	104.55
	7	0.96	120.90	2.34	293.33
	8	0.63	79.28	1.56	195.22
	9	0	0	1.76	220.99
P r é - m o l a r	10	0.62	78.29	1.80	225.94
	11	0.60	75.31	1.00	124.86
	12	0.68	85.22	0.58	72.34