



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Trabalho de Conclusão de Curso

Aluno(a): Maira Eunice de Souza

Orientador(a): Luciana Asprino

Ano de Conclusão do Curso: 2011


Assinatura da Orientadora



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



MAÍRA EUNICE DE SOUZA

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM
IMPLANTES COM DIFERENTES CONEXÕES IMPLANTE-
INTERMEDIÁRIOS PROTÉTICOS PELA ANÁLISE
FOTOELÁSTICA EM CARGAS AXIAIS.**

Piracicaba-SP
2011



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



MAÍRA EUNICE DE SOUZA

**AVALIAÇÃO DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM
IMPLANTES COM DIFERENTES CONEXÕES IMPLANTE-
INTERMEDIÁRIOS PROTÉTICOS PELA ANÁLISE
FOTOELÁSTICA EM CARGAS AXIAIS.**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado a Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas
como requisito para obtenção do
título de Cirurgião-Dentista em 2011.

Orientadora: Profa. Dra. Luciana Asprino.

Piracicaba-SP
2011

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

So89a Souza, Máira Eunice de, 1989-
Avaliação da distribuição de tensões em implantes
com diferentes conexões implante-intermediários
protéticos pela análise fotoelástica em cargas axiais /
Máira Eunice de Souza. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2011.

Orientador: Luciana Asprino.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
Odontologia de Piracicaba.

1. Implantodontia. 2. Fotoelasticidade. I. Asprino,
Luciana, 1974- II. Universidade Estadual de Campinas.
Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

*Dedico a minha família, que mesmo
distante, esteve sempre comigo!*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pela vida e pela fé, por estar sempre junto de mim nos melhores e piores momentos, por ter me abençoado com coragem, oportunidades, realizações e provações, por me fazer seguir em frente e vencer;

A meu pai Mauri; por me ensinar a ter paciência e serenidade para enfrentar os desafios;

A meu irmão e grande exemplo Tiago, por abrir caminhos e oportunidades, pelo amor, pela preocupação e cuidado, pelos conselhos zelosos e experiências sempre passadas a mim de forma tão generosa;

E principalmente; a minha mãe Maria, meu porto seguro, meu orgulho, minha base, minha inspiração. Sem você, com certeza, eu não estaria aqui. Obrigada pelo carinho, dedicação, amor incondicional, por não me deixar desistir nos momentos mais difíceis que fraquejei, por ser minha fortaleza e minha maior incentivadora para seguir e construir meu sonho. As privações foram muitas e fica aqui, pra sempre, meu agradecimento, meu carinho, meu reconhecimento e minha grande admiração pela mulher que você é. A distância era grande demais e a saudade era constante, mas posso dizer que valeu a pena!

Aos queridos amigos de faculdade e, principalmente a Turma 52, pelo companheirismo, ajuda e parceria, pelas alegrias, pelos momentos inesquecíveis, pelas tristezas e apertos que passamos sempre juntos, unidos incentivando e apoiando uns aos outros. Levo comigo um pouquinho de cada um de vocês e, pra sempre, lembrarei com muito carinho desses quatro longos

e melhores anos de nossas vidas. Só nós sabemos como não foi fácil chegar até aqui e com certeza, sem vocês, eu não estaria aqui.

Ao PIBIC/CNPq pelo apoio no meu projeto de iniciação científica, a Faculdade de Odontologia de Piracicaba pela estrutura oferecida para a realização de minha graduação e aos Professores e Mestres pelos conhecimentos e ensinamentos diários passados a mim de forma tão generosa e sábia, em especial a Profa. Doutora e Orientadora Luciana Asprino, ao co-orientador Fabio Sato e ao Professor Doutor Mauro Nóbilo, pela paciência e ensinamentos nos testes e pesquisas.

Aos meus pacientes da clinica de graduação, pela paciência e generosidade de permitir meu aprendizado. Vocês também foram fundamentais no meu crescimento e formação.

A vocês, meu muito obrigada!

“Cada um que passa em nossa vida passa sozinho, pois cada pessoa é única, e nenhuma substitui outra. Cada um que passa em nossa vida passa sozinho, mas não vai só, nem nos deixa sós. Leva um pouco de nós mesmos, deixa um pouco de si mesmo. Há os que levam muito; mas não há os que não levam nada. Há os que deixam muito; mas não há os que não deixam nada. Esta é a maior responsabilidade de nossa vida e a prova evidente que nada é ao acaso.”

Antoine De Saint-Exupery

RESUMO

A perda óssea ao redor dos implantes osseointegrados geralmente está associada à concentração das cargas oclusais e mastigatórias na interface osso-implante e a propagação dessas tensões na crista óssea e osso alveolar, o que acarreta uma diminuição na longevidade dos implantes. Dessa forma, quanto menor a incidência de tensões e quanto mais homogêneas a sua distribuição ao redor dos implantes, menor deverá ser a perda óssea ao redor dos mesmos. Sendo assim, o objetivo desse trabalho foi verificar através da análise fotoelástica em corpos de prova a concentração de tensões geradas pelos implantes submetidos à carga axial através das franjas formadas na resina após a incidência de carga, tendo como variável três tipos de conexão implante-intermediário protético (hexágono interno, hexágono externo e cone Morse). Foi observada qual estrutura apresenta menores concentrações e distribuição mais homogênea das tensões, minimizando assim os problemas como a reabsorção óssea em níveis clínicos considerados superiores aos aceitáveis, o afrouxamento dos parafusos, doença perimplantar progressiva, desadaptação protética, e comprometimento estético e funcional.

PALAVRAS-CHAVE: Implantodontia, Análise Fotoelástica, Tensão, Conexões Implante-Intermediário Protético.

ABSTRACT

The bone loss around osseointegrated implants is usually associated with the concentration of occlusal and masticatory loads on the bone-implant interface. The spread of these strains in the crestal bone and alveolar bone, which causes a decrease in the longevity of implants. Thus, the lower the incidence of stress and the more homogeneous the distribution around the implants, less bone loss should be around the same. Therefore, the objective of this study was to verify through analysis of photoelastic specimens the stress concentration generated by the implants subjected to axial load through the fringes formed in the resin after the impact load, with the three types of variable connection implant-intermediate prosthetics (hexagon, hexagonal and cone Morse). Structure was observed which has lower concentrations and more homogeneous distribution of tension, thus minimizing problems such as bone resorption in clinical levels higher than those considered acceptable, the loosening of screws, progressive peri-implant disease, prosthetic misfit, and aesthetic and functional impairment.

KEYWORDS: Implantology, photoelastic analysis, Stress, Connections-Intermediate Implant Prosthetic

SUMARIO

1- Introdução.....	1
2- Revisão de Literatura.....	3
3- Proposição.....	9
4- Material e Métodos.....	10
5- Resultados.....	14
6- Discussão.....	17
7- Conclusão.....	19
8- Referências.....	20

1- INTRODUÇÃO

Implantes dentários são estruturas confeccionadas em liga de titânio que possuem a forma de um parafuso ou cilindro colocado dentro do osso maxilar ou mandibular e que funcionam como suporte fixo de dentes artificiais. Estes servem tanto para substituir um dente individualmente, quanto para suportar um conjunto de dentes ou até uma prótese total. Para a colocação dessas estruturas é preciso ter gengiva saudável e ossos adequados para a sustentação. Segundo Misch (2001), os implantes convencionais são formados basicamente por um parafuso, que é o implante propriamente dito, específico para o rosqueamento e fixação no osso; um pilar que é a conexão que serve de base para a adaptação da coroa e um parafuso de pilar usado para fixar o pilar ao implante. Estes implantes devem ser capazes de imitar ao máximo às funções de um dente natural, como por exemplo, a mastigação e suporte da carga oclusal e permitir os mesmos movimentos do elemento original.

Com o advento e avanço da implantodontia, vem-se pesquisando e se desenvolvendo uma gama de tipos e conexões, com diferentes indicações e funções. A popularização e o maior acesso a técnica de reabilitação parciais ou totais com os implantes faz com que o se desenvolvam diferentes formatos e junções de suporte, sendo necessário cada vez mais estudos e experimentos para indicação correta.

A análise desse trabalho de pesquisa consiste na experimentação dos 3 tipos mais comuns de conexões implante-intermediários: hexágono interno, externo e cone Morse. Cada um apresenta indicações, vantagens e desvantagens, que serão estabelecidas ainda nesse trabalho.

A partir da confecção de corpos de provas retangulares em resina fotoelástica para cada tipo de implante, onde já haviam sido cimentadas coroas metálicas idênticas, iniciou-se os testes com aplicação de 100N de força sobre o sulco central da coroa através do Polaroscópio de Transmissão PTH-A-01 e registro fotográfico das imagens formadas antes e após a aplicação de carga.

A análise qualitativa se deu através da análise da coloração, localização, forma e distância das franjas, observando o padrão de variância para cada tipo de implante.

Levando-se em conta a importância de se saber e observar a presença e a

localização de sobrecargas oclusais e dos possíveis transtornos que ela acarreta, da dificuldade de análise e comparação de estudos em pacientes juntamente com a confiabilidade dos resultados de equipamentos, é que se valorizam as pesquisas laboratoriais chamadas “*in vitro*” no teste de novas tecnologias e na análise das condições e conseqüências que poderão afetar os pacientes. Isso ocorre devido ao fato de possibilitarem a análise e a observação das sobrecargas, diminuindo assim um possível prognóstico sombrio e frustrante pelos profissionais.

2- REVISÃO DE LITERATURA

A descoberta do fenômeno da osseointegração e o conceito postulado por Brånemark, em 1985, como sendo “uma conexão direta e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante em função”, ou seja, uma união direta entre tecido ósseo e superfície do implante, sem interposição de tecido mole revolucionou a implantodontia, que até então tinha a idéia somente de formação de um tecido conjuntivo fibroso ao redor do implante. A partir de estudos soube-se que os processos de cicatrização, reparação e modelação eram os responsáveis pela criação de uma superfície osso-implante direta, biologicamente compatível e funcional perante as cargas as quais eram submetidas (Brånemark, 1987). Este mesmo autor cita como requisitos básicos para uma satisfatória integração osso-implante uma boa escolha do material, do desenho, da superfície do implante, da condição óssea, da técnica cirúrgica e a prevenção dos movimentos do implante evitando sua exposição demasiada a cargas funcionais.

O avanço e o aumento do sucesso dos implantes dentários osseointegrados como técnica de reposição de elementos perdidos vem cada vez ganhando mais espaço e maior importância na Odontologia por trazer uma melhor qualidade de vida e convívio social dos pacientes. Para Taylor e Agar (2002), são inegáveis os avanços dos sistemas da implantodontia na ciência odontológica. O surgimento de diversos tipos de pilares, implantes e outros componentes não só ampliaram a aplicabilidade clínica da técnica, como também reduziram a incidência de complicações biomecânicas e aprimoraram os conceitos de estética e oclusão.

Para minimizar o impacto e os efeitos maléficos da implantação, tenta-se ao máximo assemelhar o comportamento dos implantes aos dos dentes naturais. Porém há diferenças relevantes entre estes que não permitem comportamentos semelhantes tais como a ausência de ligamento periodontal, o que reduz a mobilidade natural e que pode gerar maior estresse na superfície osso-implante pela distribuição inadequada de cargas mastigatórias (Weinberg, 1993 Aparício, 1994), permitindo apenas micromovimentos, tornando-os incapazes de se adequarem ao desajuste protético.

Outro fator considerável seria a maior rigidez do implante comparado ao

dente propriamente dito (Bidez; Misch, 1992) e ao osso que o rodeia, causando assim acúmulo de tensão na superfície de osseointegração (Skalak, 1983). A geometria do implante comparada ao dente e a maior elasticidade do osso alveolar em comparação ao titânio, fazendo com que a superfície entre os dois materiais sofra maior tensão do que a interface osso-dente é também um fator que modifica o comportamento do implante intra-oral. A partir de tais características é notória a maior transmissão de cargas oclusais para as estruturas adjacentes e menor amortecimento de tensão por elas quando se usa implantes osseointegrados comparados a dentes naturais. Entretanto, não é possível quantificar essa carga transmitida devido ao fato de que a capacidade de suportar e minimizar a sobrecarga é uma reação individual e varia de paciente para paciente. Sendo assim, cabe então às pesquisas e análises laboratoriais, a função de observar, avaliar e quantificar essas forças por métodos experimentais e comparar qual implante, devido o seu desenho e suas características, possui maiores vantagens e menos propensão a falhas e insucesso.(Misch, 2001)

Segundo Spikermann (2000), as forças oclusais devem ser dirigidas ao longo do eixo central dos implantes para evitar problemas e o insucesso. Da mesma forma, Meriscke *et al.*(1992), com base nas medidas de forças tridimensionais, demonstrou que são dominantes as forças de carregamentos verticais. Avaliaram as tensões geradas por mastigação e oclusão mostrando que essas tensões são dirigidas principalmente na linha média vertical e concluíram que um desvio nessa direção pode sobrecarregar a região de interface osso-implante e acarretar danos ao osso receptor do implante.

Os primeiros sistemas de implantes dentários desenvolvidos possuíam um tipo de conexão entre o implante e o pilar protético através de uma junta em topo, mediada por um hexágono externo. Este tipo de conexão foi implementada na implantodontia de maneira empírica, sem suporte científico que respaldasse a sua utilização, sendo inclusive a forma de conexão proposta nos trabalhos iniciais de Branemark. A utilização de sistemas de implantes com conexões em hexágono externo por muitos anos tornou este tipo de conexão muito popular, sendo inclusive o sistema de maior utilização na implantodontia (Norton, 1999). As vantagens que os sistemas de hexágono externo oferecem são: apropriados para a abordagem em dois estágios cirúrgicos, presença de

um mecanismo anti-rotacional, reversibilidade e compatibilidade entre os sistemas. As principais desvantagens deste tipo de sistema são: micro-movimentos devido à baixa altura do hexágono (0,7mm em média), que podem causar afrouxamento do parafuso, afrouxamento do pilar e até mesmo fratura do parafuso, um centro de rotação elevado, que causa menor resistência a movimentos rotacionais e laterais, micro-fendas entre o implante e o pilar, que causa reabsorções ósseas ao redor da região cervical do implante (Maeda *et al.*, 2006).

Diversos sistemas alternativos de conexão foram desenvolvidos ao longo do tempo, no intuito de reduzir a incidência de problemas biomecânicos freqüentemente associados aos implantes de hexágono externo. Os sistemas de conexão interna apresentaram resultados promissores, com propostas de conexão em hexágono interno, triângulo interno, entre outras. Os implantes com hexágono interno se tornaram consideravelmente populares por apresentarem vantagens tais como: facilidade no encaixe do pilar, adequado para abordagens de instalação em um estágio e carga imediata, maior estabilidade e efeito anti-rotacional devido à maior área de conexão entre o implante e o pilar, tornando-os mais adequados para restaurações unitárias, maior resistência a cargas laterais devido ao centro de rotação mais apical e melhor distribuição das forças oclusais no osso adjacente. As desvantagens apresentadas por este sistema são: paredes mais finas ao redor da área de conexão e dificuldade em se ajustar divergências de angulação ente os implantes (Maeda *et al.*, 2006).

Outro tipo de conexão interna foi desenvolvido na tentativa de minimizar os problemas biomecânicos que ainda ocorriam com os demais sistemas de conexão interna. Este novo sistema apresenta uma conexão cônica entre o implante e o pilar, conhecida como conexão em cone Morse. A força de união da conexão cone Morse, que é proporcional à força de inserção, evita que o cone macho seja removido do cone fêmea, mesmo ao tentar girá-lo ou aplicar uma força axial. As conexões cone Morse são freqüentemente utilizadas nos diversos ramos da engenharia, quando há necessidade de uma junta de grande poder de retenção. A angulação total das paredes da conexão para que exista o efeito cone Morse deve ser de 6° a 16°. Esse tipo de conexão proporciona contato íntimo entre o implante e o pilar, com a intenção de

melhorar a estabilidade mecânica do mesmo, evitando o seu afrouxamento, e se mantém de forma eficiente mesmo quando cessa a força aplicada para a inserção (Bozkaya e Muflu, 2005). Os implantes com conexão cone Morse apresentam algumas vantagens em relação aos demais sistemas, entre elas: melhor adaptação entre o componente protético e o implante, eliminando micro-fenda entre os dois, o que reduziu os níveis de reabsorção óssea perimplantar, melhor estabilidade mecânico do pilar, minimizando a ocorrência de micro-movimentos, sendo que esse fato causou a redução da incidência de afrouxamento e fratura de parafusos, melhor fixação anti-rotacional, maior resistência do conjunto implante/pilar, pois a íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta mecânica de corpo único. As desvantagens deste tipo de sistema são: ausência de um mecanismo de posicionamento protético anti-rotacional e a ainda pouco familiaridade com o sistema por parte dos cirurgiões-dentistas e técnicos de prótese dentária.

Estudos comparativos entre as propriedade biomecânicas dos implantes com conexão em cone Morse e implantes com outros tipos de conexão existem em abundância na literatura. Norton (1997) relatou maior resistência à flexão na interface implante/pilar e na interface pilar/cilindro protético dos implantes com conexão em cone Morse em comparação com implantes de hexágono externo. Khraisat *et al.* (2002) avaliaram a resistência à fadiga de implantes com conexões em hexágono externo e cone Morse, e a análise comparativa demonstrou resultados significativamente melhores para os implantes com conexão cone Morse.

O pesquisador pioneiro Skalak (1983) em seus trabalhos avaliou as tensões envolvendo implantes osseointegrados e o tecido ósseo, analisando os esforços existentes na estrutura da prótese e como essas solicitações mecânicas são transmitidas para os implantes e conseqüentemente para o osso. Segundo ele, este é o segredo para o sucesso da reabilitação dentária. É essencial que tanto tecido ósseo como implantes sejam submetidos somente às forças que estão aptos a receberem. Caso a tensão seja maior que a aceitável, a perda óssea, principalmente no nível da crista óssea, devido à rígida integração osso-implante (Riedy, Lang, 1997), é a principal complicação do tratamento com implantes podendo causar o insucesso da reabilitação em longo prazo ou até mesmo causar a perda da osseointegração (Goodacre, Kan,

Rungcharassaeng, 1999; Kan *et al.*, 1999; O'Mahony, Macneill, Cobb 2000; Goodacre *et al.*, 2003). É esperada e aceita como normal uma pequena reabsorção óssea menor que 1 mm ao ano, com maior intensidade no primeiro ano de implantação. (Zarb, Smith, 1990; Goodacre, Kan, Rungcharassaeng, 1999; Goodacre *et al.*, 2003)

A fotoelasticidade foi escolhida como parâmetro de análise neste trabalho por ser um método experimental muito usado para observação das tensões e por ser de relativa simplicidade e confiabilidade em relação aos achados clínicos e a outros métodos mais complexos. O método foi descrito por Mahler e Peyton (1955) por se empregar um polaroscópio plano com luz monocromática incidente em várias direções com transmissão apenas dos componentes de ondas paralelos ao eixo de polarização. Estas ondas polarizadas incidem no modelo fotoelástico posicionado no polaroscópio e submetidos a cargas. A resina fotoelástica transmite apenas os componentes de ondas que incidem paralelamente aos planos das tensões principais. Estas ondas incidem agora num analisador e o fenômeno pode ser visto no modelo pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, proporcionais as tensões principais submetidas ao corpo de prova em análise. Ao usar luz branca incidente se observa franjas coloridas, que segundo Brodsky, Caputo, Furtsman, (1970), são as transformações das tensões interiores em padrões de luz visível. Quanto maior o numero de franjas observadas, maior é a concentração de tensão naquela área. Vários pesquisadores fizeram experimentos e comprovaram o funcionalismo e o sucesso da técnica na análise de tensões.

A técnica fotoelástica tem vantagens importantes como a visualização do conjunto de forças internas sem a necessidade de gráficos ou esquemas. Porém é importante a obtenção de modelos acurados ao original e isento de tensões prévias a análise, além do que as forças aplicadas artificialmente não podem exceder a capacidade elástica da resina fotoelástica (Campos Jr. *et al.*, 1986). Nesta técnica, a osseointegração é simulada pela polimerização direta do material fotoelástico sobre a superfície implantar, dando assim maior veracidade ao experimento (Clelland *et al.*, 1993). A confiabilidade dos resultados obtidos pela análise de tensões em modelos fotoelásticos já foi comprovada em estudos de correspondências histológicas (Brodsky, Caputo,

Furtsman, 1975) e comparativo com outros métodos (Clelland *et al.*, 1993).

Para a análise dos resultados, observamos que a ordem de franja apresenta-se de maneira crescente quanto à tensão, sendo diretamente proporcional à magnitude das tensões geradas (Mahler & Peyton, 1955). Esta ordem é determinada fotografando as franjas inteiras, que correspondem a fases múltiplas do comprimento de onda da luz utilizada. No caso de luz branca o espectro observado no analisador, apresenta colorações típicas para as ordens de franja.

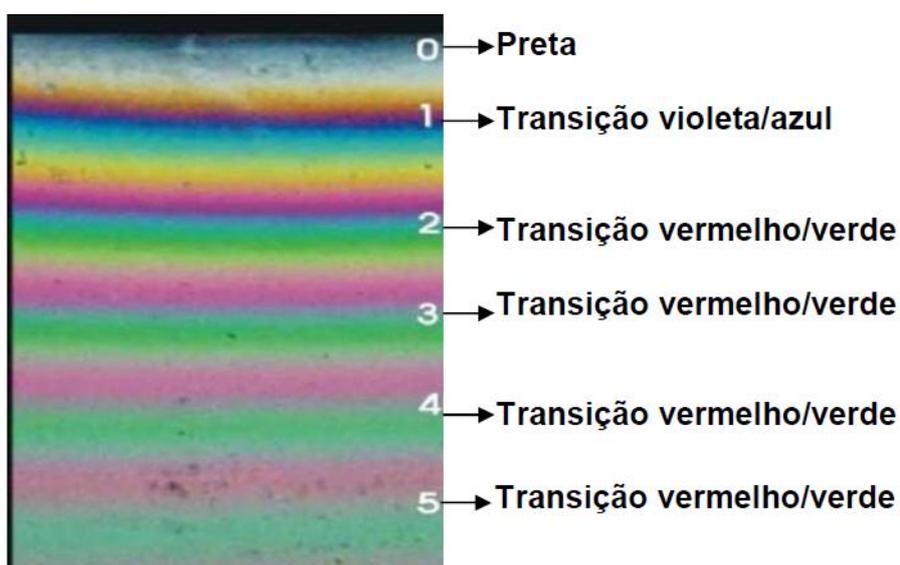


Fig. 1 - Visualização das cores das ordens de franjas e suas transições. Fonte: Bernardes,2004

Levando-se em conta a importância de se saber e observar a presença e a localização de sobrecargas oclusais e dos possíveis transtornos que ela acarreta, da dificuldade de análise e comparação de estudos em pacientes juntamente com a confiabilidade dos resultados de equipamentos, é que se valorizam as pesquisas laboratoriais chamadas “in vitro” no teste de novas tecnologias e na análise das condições e conseqüências que poderão afetar os pacientes. Isso ocorre devido ao fato de possibilitarem a análise e a observação das sobrecargas, diminuindo assim um possível prognóstico sombrio e frustrante pelos profissionais.

3- PROPOSIÇÃO

O objetivo dos autores neste trabalho foi analisar comparativamente a distribuição de tensões entre diversos tipos de implantes disponíveis no mercado, variando-se o tipo de conexão implante-intermediário protéticos após a aplicação de cargas que simulam a mastigação fisiológica. Para isso, foram selecionados três tipos de implantes com diferentes conexões implante-intermediário protéticos: a conexão tipo cone Morse e as conexões do tipo hexágono interno e externo. Foi realizada uma análise qualitativa da distribuição de tensão sobre cada tipo de implante inserido em corpos de provas fotoelásticos unitários submetidos a uma carga axial de 100N. Com isso, nosso objetivo foi observar qual deles possui melhor comportamento em relação à distribuição dos níveis de tensão no osso ao redor e conseqüentemente, qual oferece melhor restabelecimento da função mecânica de um elemento dentário perdido.

4- MATERIAIS E MÉTODOS

Para a realização dessa pesquisa foram confeccionados três corpos de prova unitários em resina fotoelástica, sendo um corpo de cada tipo de implante para que seja aplicada uma força axial de 100 N em cada um.

Foram utilizados três implantes de forma cilíndrica, todos padronizados com diâmetro de 3,75 mm e comprimento de 13 mm, distribuídos em 3 tipos de conexões implante-intermediário protético:

- Implante de Conexão tipo Cone Morse – Modelo Titamax Cone Morse[®] – Marca Comercial Neodent (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Curitiba, Paraná – Brasil)
- Implante de Conexão tipo Hexágono Interno – Modelo Titamax II Plus[®] – Marca Comercial Neodent (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Curitiba, Paraná – Brasil)
- Implante de Conexão tipo Hexágono Externo – Modelo Titamax Ti[®] – Marca Comercial Neodent (JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários Ltda. – Curitiba, Paraná – Brasil)

Na fase de confecção dos corpos de prova, utilizamos blocos de vidro no tamanho dos corpos de prova para servir de sólido na obtenção do molde. Os blocos de vidros e recipientes plásticos onde realizamos a moldagem foram vaselinados previamente. O material de moldagem (elastômero-Silibor[®], Clássico, São Paulo-SP) foi manipulado na proporção de 1:0,3 e inserido no recipiente plástico com os blocos de vidro, e aguardou-se 24 horas para a tomada de presa do elastômero.(Figura 2).



Fig. 2 - Molde onde foi vertido a resina fotoelástica

Em seguida, foram parafusados sobre os implantes os pilares protéticos UCLA com um torque de 20N e sobre os intermediários protéticos foram cimentadas coroas unitárias metálicas idênticas confeccionadas em metal não-nobre de cobre e alumínio simulando o primeiro pré-molar inferior direito, todas padronizadas em relação à anatomia dental e material de produção que foram confeccionadas por um protético para a realização da pesquisa.

Para a cimentação foi usado o Cimento Resinoso Adesivo RelyX™ ARC-3M e uma máquina que exercia a pressão de aproximadamente 3 kg sobre o conjunto implante+coroa por 10 minutos, sendo este o tempo de presa do cimento segundo o fabricante. Foi usado esse aparelho na cimentação para padronizar e deixar as amostras bem semelhantes para a análise dos resultados.

Após, o sistema implante+coroa foi adaptado no centro do molde de silibor com o auxílio de cera, plásticos e fita adesiva para a inclusão em resina. A resina fotoelástica utilizada foi a Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda. – Hunstman) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2964 à base de amina cicloalifática modificada e de baixa viscosidade. Foi respeitada a proporção de 100:49, indicada pelo fabricante. A manipulação através de movimentos lentos e circulares, bem como para proporcionar a correta e integração dos componentes e o vazamento lento e o mais próximo possível das bordas, com o auxílio de uma seringa, foram passos importantes para a fim de evitar a inclusão de bolhas à mistura.

Após a inclusão da resina com os implantes, aguardamos um período de 72 horas para a completa polimerização da resina, conforme afirma o fabricante, e a desinclusão do modelo fotoelástico. Os moldes ficaram em superfície plana e não foi movimentado até a presa completa.

Observamos que os corpos de prova estavam rugosos. Os modelos foram refeitos para se conseguir uma melhor aspecto porém não houve muita diferença. Então, foi usado lixa d'água bem fina para polimento (1200-3M do Brasil) e foram deixados na estufa a 40° por 90 minutos para aliviar as tensões residuais e processo denominado “efeito de borda” (Dally & Riley, 2005) para que possíveis franjas pré existentes fossem eliminadas e não atrapalhassem a

análise fotoelástica.

A princípio, os modelos seriam levados a máquina de ensaio universal Instron modelo 4411 (Instron Corp, Norwood, MA - EUA), e analisadas no polariscópio pertencentes ao Laboratório de Materias Dentários da FOP-Unicamp. No entanto a Área de Prótese Dentária da FOP Unicamp adquiriu o Polaroscópio de Transmissão PTH-A-01 (Laboratório de Projetos Mecânicos da Universidade Federal de Uberlândia)(Figuras 3 e 4), por meio de um projeto de pesquisa, que recebeu auxílio FAPESP, coordenado pelo Prof. Dr. Mauro Nóbilo. O Prof. Nóbilo nos disponibilizou este equipamento novo e optamos por usá-lo por suas características descritas a seguir.

O polariscópio de transmissão projetado e construído denominado de PTH-A-01 foi projetado e construído de forma que pudesse ser portátil, de baixo peso, baixo custo, e que fosse facilmente transportado. Além disso, os dispositivos implementados no equipamento foram projetados de tal forma que os profissionais da área de projetos mecânicos, bioengenharia e áreas afins pudessem operá-lo de forma fácil e simples. O polariscópio foi construído em alumínio e possui uma área circular útil com diâmetro de 100 mm e um sistema de carga que permite o acoplamento de módulos opcionais para carregamentos de compressão e de tração. Os dois filtros polarizadores e os dois filtros retardadores de um quarto de onda são importados e possuem movimentos independentes e sincronizados, possibilitando a aplicação de várias técnicas de análise sendo possível efetuar polarização plana, circular ou elíptica. Além dos dispositivos de carga, uma célula de carga de capacidade 50 kgf com indicador de sinal e uma câmera CCD 60x são fornecidos com o equipamento. Para a análise dos parâmetros fotoelásticos de forma automatizada acompanha o equipamento um aplicativo desenvolvido em código Matlab capaz de monitorar pontos isolados, implementar grades de pontos em arquivos externos ou gerar automaticamente uma grade de pontos em regiões de interesse dos modelos fotoelásticos. Este aplicativo é denominado de Programa “Fringes”.

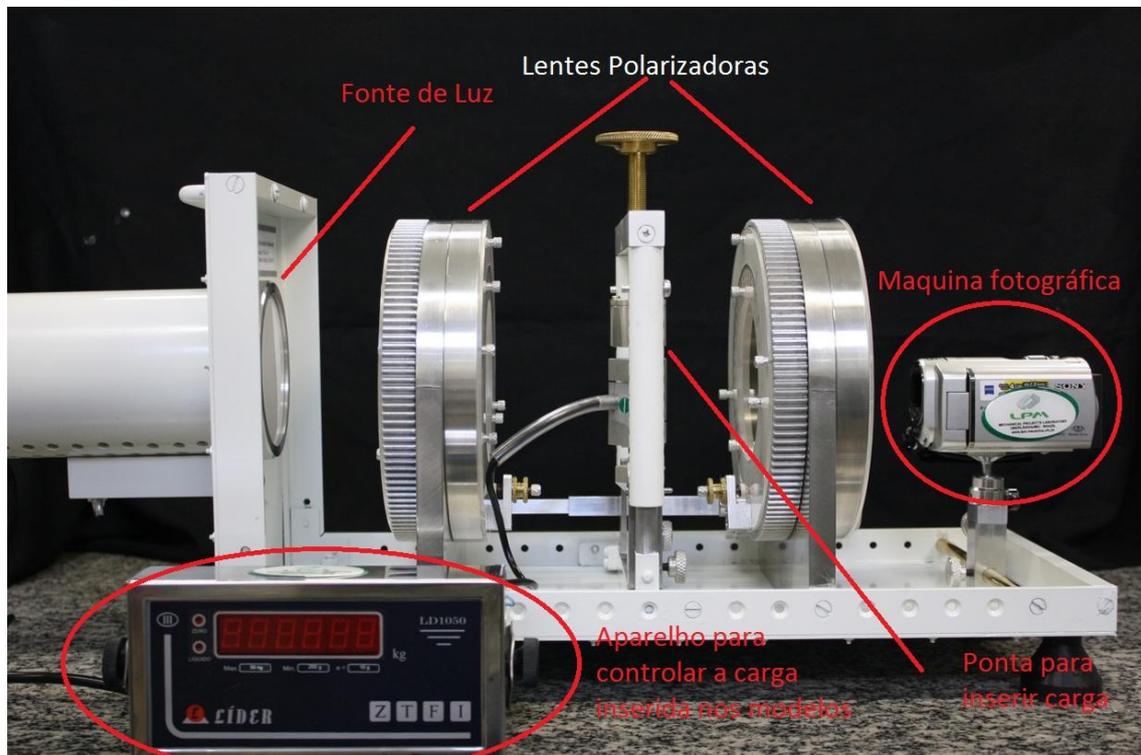


Fig. 3 - Vista lateral do polaroscópio

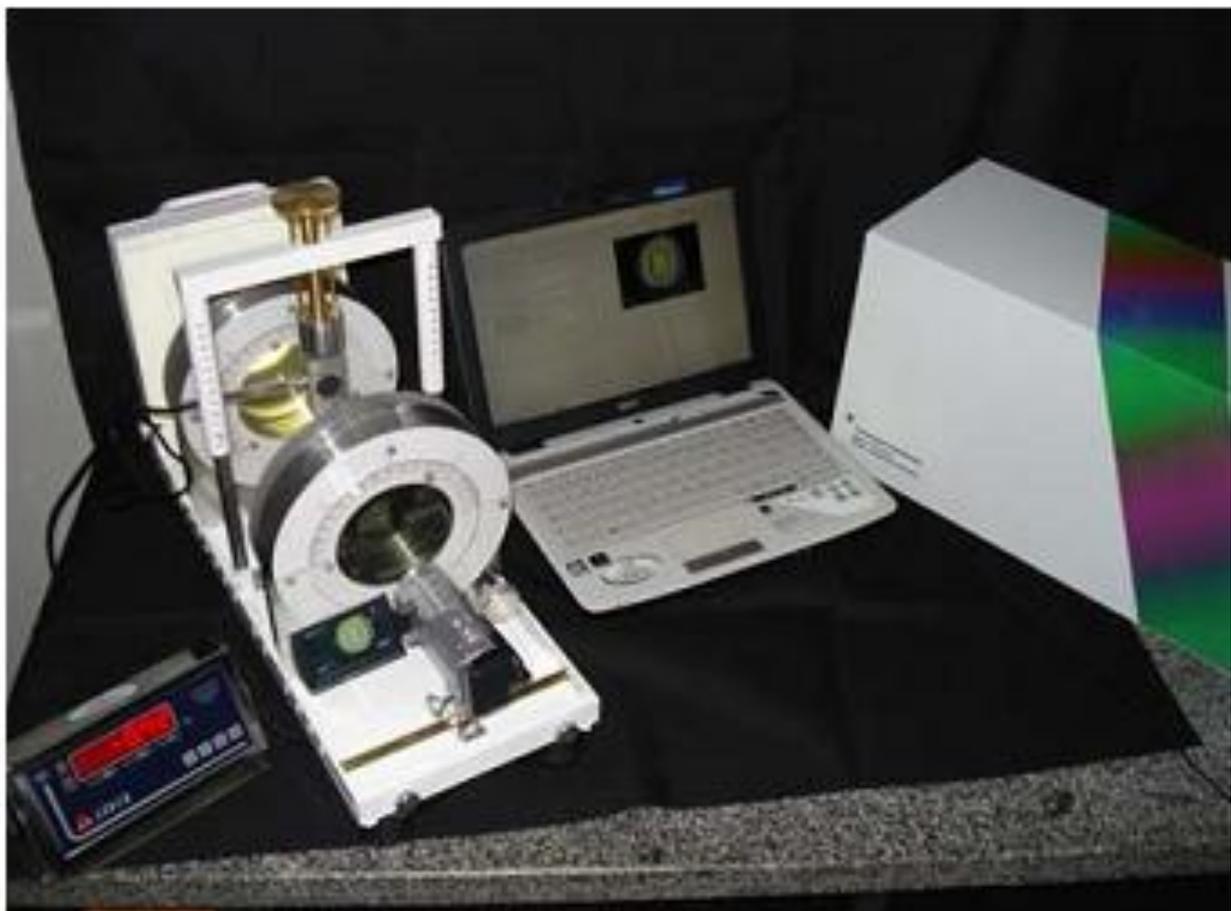


Fig. 4 - Polaroscópio de Transmissão PTH-A-01

5- RESULTADOS

Hexágono Externo:

Após a aplicação de carga, observa-se grande número de franjas na região do ápice, terço apical e médio e cervical do conjunto (figura 5a e 5b)



Fig.5a - modelo antes da aplicação de carga

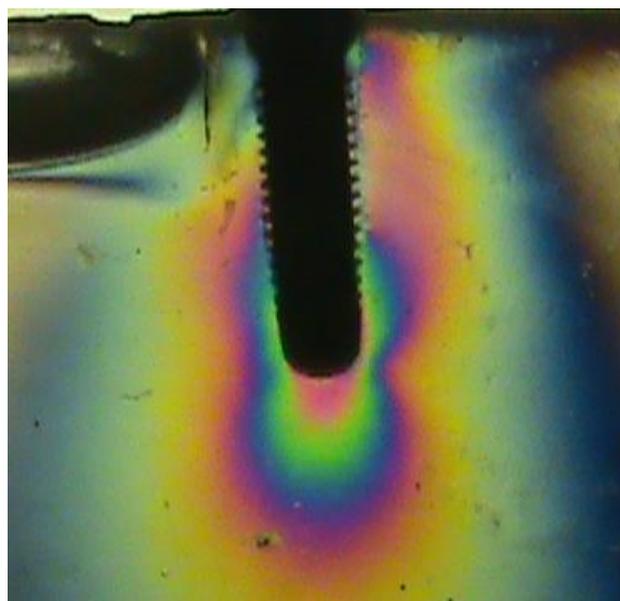


Fig.5b - modelo após a aplicação de carga

Hexágono Interno

Após a aplicação de carga, observa-se um menor número de franjas, em relação ao hexágono externo, e uma maior concentração de tensão somente na região apical e na cervical. (Figuras 6a e 6b)

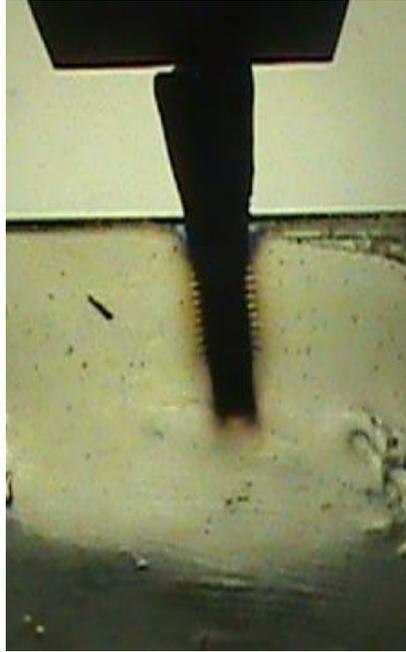


Fig.6a - modelo antes da aplicação de carga

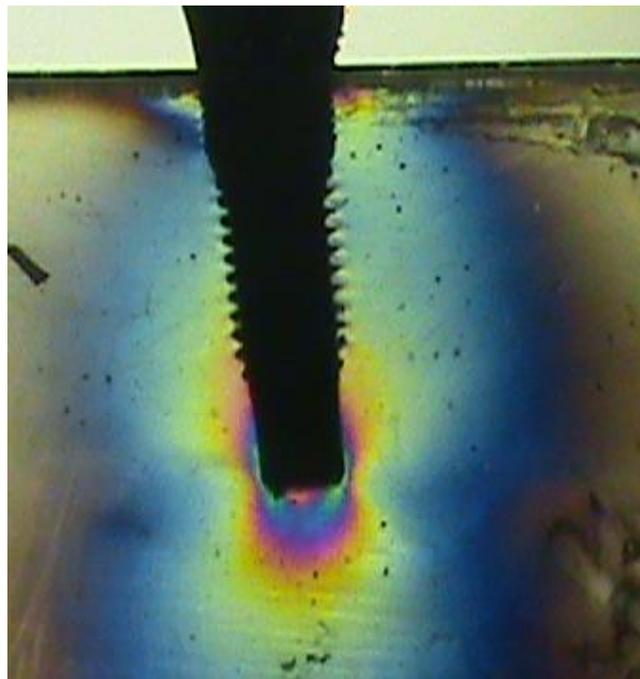


Fig.6b - modelo após a aplicação de carga

Cone Morse

Após a aplicação de carga, observa-se a nítida diferença entre o padrão de distribuição da tensão, sendo está, concentrada ao longo de todo implante e reduzida concentração na cervical, comparando com o hexágono interno e externo. (Figuras 7a e 7b)

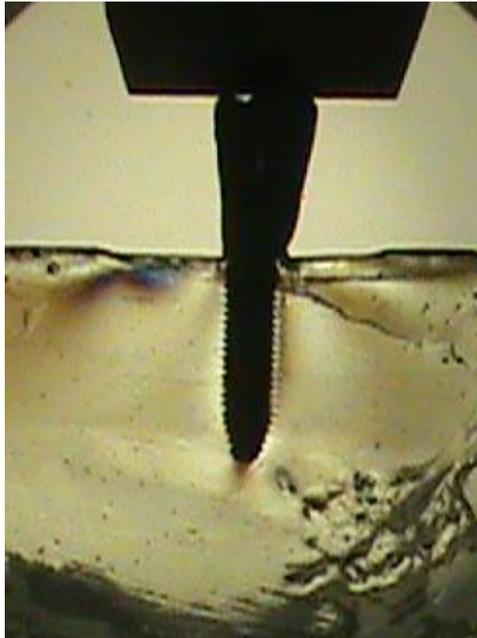


Fig.7a - modelo antes da aplicação de carga

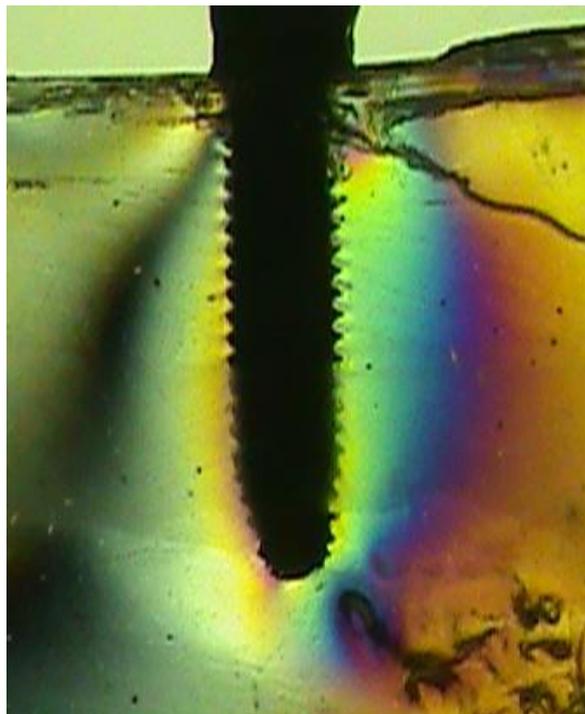


Fig.7b - modelo após a aplicação de carga

6- DISCUSSÃO

A análise fotoelástica permitiu comparar a distribuição de tensões na região adjacente ao implante, geradas após a aplicação de carga de 100N. O método fotoelástico apresenta como vantagem, a obtenção de informações visuais diretas sobre o padrão de tensões que ocorrem em um modelo após a aplicação de carga, que simulava um ciclo mastigatório.

A fotoelasticidade tem sido um excelente método experimental devido a grande correspondência com achados clínicos (Brodsky; Caputo; Furstman, 2009), apesar das diferentes propriedades em relação ao osso alveolar, principalmente pela homogeneidade e isotrópica (Mahler; Peyton; 1955), não presentes na estrutura biológica. Outra vantagem do método é a possibilidade de avaliação qualitativa através da observação direta e comparação da distribuição das franjas isocromáticas.

Em relação aos tipos de conexões, segundo a literatura, a conexão tipo cone Morse é favorável para a construção de coroas unitárias, (Mangano, Bartolucci, 2001; Doring, Eisenmann, Stiller, 2004), sendo mais indicados do que a conexão hexágono interno e, conseqüentemente o hexágono externo, como demonstrado por Gross, 2000 e Bastos, 2007, em estudos in vitro.

Analisando as imagens obtidas, podemos observar a clara diferença entre os padrões e concentração de força em determinadas regiões na resina fotoelástica, nesse trabalho, representando o osso alveolar.

Em relação ao implante de conexão hexágono externo, podemos perceber no grande número de franjas na região do ápice, terço apical e médio e cervical do conjunto.

Já o implante de conexão hexágono interno, percebemos um menor número de franjas, em relação ao hexágono externo, e uma maior concentração de tensão somente na região apical e na cervical.

Em se tratando da conexão cone Morse, percebemos a nítida diferença entre o padrão de distribuição da tensão, sendo está, concentrada ao longo de todo implante e reduzida concentração na cervical, comparando com o hexágono interno e externo.

Podemos atribuir essa diferença na distribuição de tensões ao fato de cada família de implante possuir um sistema de fresagem específico e devido ao fato

da conexão cone Morse ser uma melhoria do hexágono interno e este, uma forma melhorada do hexágono externo, sendo este último o primeiro tipo de implante criado e mais utilizado. Devido ao fato da conexão hexágono interno ter maior estabilidade e efeito anti-rotacional devido à maior área de conexão entre o implante e o pilar, tornando-os mais adequados para restaurações unitárias, maior resistência a cargas laterais devido ao centro de rotação mais apical e melhor distribuição das forças oclusais no osso adjacente, quando comparada ao hexágono interno justificando assim a maior homogeneidade na distribuição e perfil das tensões.

Mesmo com as melhorias observadas no hexágono interno em relação ao externo, outro tipo de conexão interna foi desenvolvido a fim de minimizar os problemas biomecânicos que ainda ocorriam com o sistema de conexão interna, sendo este a conexão com Morse. Além das melhorias já presentes na conexão interna, o cone Morse possui íntima união entre os dois praticamente torna sua resposta mecânica de corpo único, o que o torna mais estável e proporciona mais estabilidade e menor tensão, distribuída de forma homogênea, como mostra os resultados.

7- CONCLUSÃO

Levando-se em consideração a distribuição das franjas, podemos dizer que a conexão cone Morse é a que melhor distribui a tensão ao longo de todo implante, sem área de maior concentração, principalmente na região apical. Já as conexões de hexágono interno e externo possuem bastante concentração na região apical e cervical, sendo esta mais acentuada no hexágono externo.

Sabendo que uma distribuição homogênea das tensões e a mínima formação de carga, tentando reproduzir o mais próximo possível a situação de um dente natural, são os objetivos a serem alcançados numa reabilitação com implante; além de minimizar a possibilidade de soltura e até fraturas nos componentes protéticos e acarretar danos ao osso receptor do implante, podemos concluir que a conexão cone Morse é a mais indicada, seguido da conexão tipo hexágono interno e por fim a do tipo hexágono externo.

8- REFERÊNCIAS*

Aparício C. A new method to routinely achieve passive fit of ceramometal prostheses over Bränemark osseointegrated implants: a two-year report. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* Chicago. V.14. n.5. Oct. 1994.

Bernardes SR, Araújo CA, Neves FD. Análise experimental de tensões em implantes com três diferentes tipos de junções e corpo único utilizando a metodologia da fotoelasticidade plana. 14o POSMEC. FEMEC/UFU, Uberlândia-MG, 2004.

Bernardes SR, Araújo CA, NETO AJF, Gomes VL, Neves FD. Análise Fotoelástica da união de pilar a implantes de hexágono externo e interno. *Int Implant News*, v.3, n.4 , Julho-Agosto 2006.

Branemark P. *Protesis tejido-integradas. La osseointegração em la Odontologia clinica.* Alemanha, Quintassence Publishing Co, Verlags-Gmbh, 1987.

Branemark P. *et al.* *Tissue Integrated Prosthesis*, Chicago, Quintassence Publishing Co, 1985.

Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am. J. Orthod.*, St Loius. V.67, n.1, Jan. 1975 .

Campos JR. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. *Estomatol. Cult.* São Paulo. V.16. n.1. Janeiro/Maio. 1986.

*De acordo com a norma da Unicamp/FOP, baseadas na norma do International Committee of Medical Journals Editors -Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

Chiapasco M, Abati S, Romeo E, Vogel G.. Implant-retained mandibular overdentures with Branemark System MKII implants: a prospective comparative study between delayed and immediate loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Chicago, v. 16, n. 4, p. 537-546, 2001.

Clelland NL *et al.* A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implants system. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant*, v.8, n. 5, 1993.

Dally JW, Riley WF. *Experimental stress analysis*. 2 Ed, Tokyo: Mc Graw-Hill Kogakusha, Ltda, 1978.

Gallucci GO, Bernard JP, Bertosa M, Belser UC. Immediate loading with fixed screw retained provisional restorations in edentulous jaws: the pick up technique. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Chicago, v. 19, n.4, p. 524-533, 2004.

Garcia, JDO *Parafusos de Pilar Utilizados em Implantes Dentários*[dissertação].Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2006.

Goodacre CJ, Kan JYK, Runngcharassaeng K. Clinical complications of osseointegrated implant. *J Prosth. Dent*, St Louis, v.81, n.5. May. 1999.

Kan JYK, Runngcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluation implants framework fit. *J Prosth. Dent*, St Louis, v.81, n.1. Jan. 1999.

Maeda Y, Saroh T, Sogo M.. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil*. 2006 Jan;33(1):75-8.

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J. Dent. Res.*, Chicago, v34, n.6 Dec. 1955.

Markarin RA. Biomecânica da transmissão de cargas a implantes unitários em função dos materiais protéticos - Análise fotoelástica e dinâmica. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: USP; 2005.

Meriske-Stern *et al.* Tree-Dimensional Force Measurements on Mandibular Implants Supporting Overdenture. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.*,v7, 1992.

Misch CE. *Implantes Dentários Contemporâneos*, São Paulo, Santos, 2001.

NORTON MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997 Aug;8(4):290-8.

O'mahny A, Macneill, SR, Cobb CM. Design features that may influence bacterial plaque retention:a retrospective analysis failed implants. *Quintessence Int.*, Berlin v.31, n.4, April 2000.

Piattelli A. Role of microgap between implant and abutment: a retrospective histologic evaluation in monkeys. *J Periodontol*, Chicago, v. 74, n.3, p. 346-352, 2003.

Riedy SJ, Lang BR, Lang BE. Fit of implant frameworks fabricated by different techniques. *J Prosth. Dent*, St Louis, v.78, n.6 Dec. 1997.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseous integrated prostheses. *J. Prosth. Dent.*, St Louis v.49, n. 6, June 1983.

Spikermann H. *Implantologia* . Porto Alegre, Artes Médicas, 2000.

Spikermann H *et al.* Biomechanics. In *Celor Atlas of Dental Medicine Implantology*. New York, Thieme Medical Publisher, 1995.

Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress implant prosthodontics. *J Prosth. Dent*, St Louis, v.88, n.1 July 2002.

Teixiera E R, Sat Y, Shundoi N. A comparative evaluation of mandibular biomechanics. *Int. J. Oral Rehabil*, v.25, 1998.

Torres EM. Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implante cone Morse [tese]. Ribeirão Preto: USP; 2008.

Weinberg LA. The biomechanics of forces distribution in implant-supported prostheses. *Int.Oral Maxillofac.Implant.*, v.8, n. 1, 1993.

Zarb GA, Smith A. The longitudinal clinical effectiveness of oseeointegrated dental implants: Toronto study. Part III: problems and complications encountered. *J Prosth. Dent, St Louis*, v.64, n.2 Ago. 1990.