



Universidade Estadual de Campinas
Faculdade de Odontologia de Piracicaba

Thais Escobar Fava

**Análise do efeito do diâmetro do implante nas tensões
induzidas em *overdentures* retidas por um implante –
Análise Fotoelástica**

Piracicaba

2017

Thais Escobar fava

**Análise do efeito do diâmetro do implante nas tensões induzidas em *overdentures* retidas por um implante –
Análise Fotoelástica**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba da Universidade Estadual
de Campinas como parte dos requisitos
exigidos para obtenção do título de
Cirurgião Dentista.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

Coorientador: Moisés da Costa Ferraz Nogueira

Este exemplar corresponde à versão final
do trabalho de conclusão de curso
apresentado pela aluna Thais Escobar
Fava e orientada pelo Prof. Dr. Rafael
Leonardo Xediek Consani

Piracicaba

2017

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CNPq

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

F277a Fava, Thais Escobar, 1994-
Análise do efeito do diâmetro do implante nas tensões induzidas em
overdentures retidas por um implante - análise fotoelástica / Thais Escobar Fava.
- Piracicaba, SP : [s.n.], 2017.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.
Coorientador: Moisés da Costa Ferraz Nogueira.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) – Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Fotoelasticidade. 2. Próteses e implantes. I. Consani, Rafael Leonardo
Xediek, 1974-. II. Nogueira, Moisés da Costa Ferraz, 1989-. III. Universidade
Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. IV. Título.

Informações adicionais complementares

Título em outro idioma: Analysis of the effect of implant diameter on induced stresses on
implant-retained overdentures- photoelastic analysis

Palavras-chave em inglês:

Photoelasticity

Prostheses and implants

Titulação: Cirurgião-Dentista

Data de entrega do trabalho definitivo: 02-10-2017

Dedicatória

Dedico este trabalho em memória à minha mãe, Maria Cristina Calvo Escobar de Lliso, que me fez entender, desde pequena, o valor do conhecimento para que assim pudesse oferecer meu melhor para o mundo.

Agradecimentos

À **Deus**, por iluminar meu caminho, pela minha saúde e por minha vida.

À **minha mãe**, por ter sido meu maior exemplo de mulher, e por ter me encorajado a alcançar todos os meus objetivos com garra e determinação. Que eu possa sempre te encher de orgulho, onde quer que esteja. “Que os nossos pensamentos se mantenham unidos e que o seu me guie sempre.”

À minha tia, **Aline Carvalho Fava**, por ter sempre me recebido de braços abertos a vida toda, e por ter me dado uma grande família.

À minha irmã de alma e coração, **Larissa Fava Silva**, por ter sido minha melhor amiga por toda a vida, e por sempre estar ao meu lado.

À minha avó, **Elizabeth Carvalho Fava** e ao meu avô, **Victório Fava** por terem construído nossa família e por lutarem todos os dias por ela.

À **Carolina Brenner, Isabela Ramires, Gabriela Prianti e Rafaela Renó** por todos nossos anos de amizade e cumplicidade. Por terem me dado suporte em todas as etapas dessa minha jornada, e por serem sempre as melhores pessoas que alguém poderia querer por perto.

Ao **Moisés Nogueira** por ter sido o melhor parceiro que eu poderia ter. Por todo carinho e suporte que sempre me ofereceu, e por todo nosso aprendizado diário juntos. Que esse seja só o início de uma longa jornada de conquistas ao seu lado.

Às maiores parceiras de graduação, **Tuane Pereira, Mariana Pallone, Tainá Queiroz, Marília Esteves, Loreta Rossato, Maitê Tikami, Ana Carolina Miranda e Marielle Sato** por todo aprendizado, carinho e por todas as risadas ao longo desses anos. Essa caminhada não teria sido tão doce, alegre e cheia de histórias para contar se não fosse por vocês ao meu lado. Que a vida ainda nos presenteie com muitos anos de amizade.

Ao meu professor orientador, **Rafael Leonardo Xediek Consani**, por todos os anos de estudo e pesquisa juntos, e pelo profissionalismo de sempre.

À **FOP-UNICAMP** por ter sido minha casa por todos esses anos e ser responsável por todo meu aprendizado e crescimento para que eu pudesse fazer o que amo, oferecendo saúde e bem-estar para a população.

À minha turma (**T-57**), por esses 5 anos de convívio, e por ter me dado tantos amigos para a vida. Que sejamos todos grandes profissionais.

Ao **PIBIC** por ter incentivado todos os meus anos de pesquisa, que me abriram tantos caminhos.

Resumo

O objetivo foi verificar as tensões induzidas por *overdentures* de implante único, cone-morse, com comprimento de 11 mm e diâmetros de 3,5; 4 e 5 mm em modelos fotoelásticos mandibulares, quando submetidas ao carregamento axial. Foram confeccionadas *overdentures* com sistema *o'ring* suportadas por implante cone-morse e aplicados carregamentos axiais de 10 e 30 kgf entre as próteses. Os modelos foram separados de acordo com: 1) Implante de 3,5 mm; 2) Implante de 4 mm; e 3) Implante com diâmetro de 5 mm, todos na linha média da mandíbula. Uma prótese total convencional maxilar antagonista e três *overdentures* mandibulares foram confeccionadas nos modelos de gesso. Para análise fotoelástica foi utilizada a técnica de transmissão plana, com polariscópio circular e câmera fotográfica digital. No modelo de 3,5 mm, as tensões se concentraram ao redor do corpo e ápice do implante dissipando-se pelo modelo com aumento da carga de 10 para 30 kgf. No modelo de 4 mm, as tensões se concentraram no corpo e ápice do implante de ambos os lados quando a carga foi 10 kgf, e dissipadas com o aumento da carga para 30 kgf. No modelo de 5 mm, as tensões se concentraram ao redor do corpo e ápice do implante de ambos os lados para ambos carregamentos, com o aumento das tensões para 30 kgf. Em conclusão, o maior diâmetro concentrou tensões ao redor do implante. O aumento da carga proporcionou maior quantidade de tensão induzida no modelo, e a mais homogênea distribuição de tensão ao rebordo alveolar.

Palavras chave: tensão induzida, fotoelasticidade, *overdentures*, implante.

Abstract

The aim was to verify the stresses induced by single-implant overdentures, cone-morse, with a length of 11 mm and diameters of 3.5; 4 and 5 mm in mandibular photoelastic models, when subjected to axial loading. Overdentures were made with cone-morse implants and 10 and 30 kfg axial loads were applied between the prostheses. The models were separated according to: 1) Implant of 3.5 mm; 2) Implant of 4 mm; and 3) Implant with a diameter of 5 mm, all in the midline of the mandible. A conventional total maxillary denture and three mandibular overdentures were made in the plaster models. For photoelastic analysis, the flat transmission technique was used with circular polariscope and digital photographic camera. In the 3.5 mm model, the tensions were concentrated around the body and apex of the implant dissipating by the model with increasing load from 10 to 30 kfg. In the 4 mm model, stresses were concentrated on the body and apex of the implant on both sides when the load was 10 kfg, and dissipated with increasing load to 30 kfg. In the 5 mm model, tensions were concentrated around the body and apex of the implant on both sides for both loads, with tensions increasing to 30 kfg. In conclusion, the larger diameter concentrated stresses around the implant. The increase in load gave a higher amount of induced stress in the model, and the more homogeneous distribution of tension to the alveolar ridge.

Keywords: photoelasticity, prostheses, implants

Sumário

1. Introdução	09
2. Revisão da literatura	12
3. Proposição	34
4. Materiais e método	35
4.1 Delineamento do estudo	35
4.2 Confecção dos modelos e próteses	35
4.3 Carregamento dos modelos no polariscópio circular	40
4.3.1 Fotoelasticidade	40
4.3.2 Determinação das franjas isocromáticas	41
5. Resultados	44
6. Discussão	46
7. Conclusão	48

1 Introdução

A condição de ser desdentado total é considerada desvantagem em relação à função bucal e tem impacto psicossocial na qualidade de vida, diminuindo estética e autoestima dos indivíduos (Mericke-Stern et al., 2000).

A terapia bucal para reabilitação de pessoas totalmente desdentadas mais comumente utilizada é a prótese total convencional (Douglass et al., 2002), a qual proporciona ao usuário melhores condições estética e funcional, suprimindo a expectativa do paciente (Bellini et al., 2009). Dentre a população desdentada, pacientes com rebordo reabsorvido alegam problemas funcionais com próteses convencionais, principalmente na mandíbula onde as condições de estabilidade e retenção são insuficientes, diminuindo a capacidade de mastigação (van Waas, 1990), o que promove menor opção dos pacientes por essa modalidade de tratamento.

Para superar os problemas relacionados à retenção e estabilidade, a reabilitação funcional por meio de implantes dentários, introduzida por Branemark (1985), tem sido indicada nas últimas décadas (Mericske-Stern et al., 2000). Estudos clássicos mostraram maiores taxas de sucesso na reabilitação com implantes (Smith & Zarb 1989; Buser et al., 1991; Albrektsson & Zarb, 1993; Roos et al., 1997). Essas taxas alcançam entre 90% (maxila) e 85% (mandíbula), após dez anos. Reabilitações com implante osseointegrado foram inicialmente indicadas para prótese total fixa (implantossuportada), entretanto, as próteses implantorretidas e mucossuportadas, como as overdentures, também promovem sucesso e satisfação para os pacientes (Mericske-Stern et al., 2000).

Os benefícios em pacientes reabilitados com overdentures estão relacionados à função, estabilidade emocional, saúde física e estética (Vogel, 2008). Avaliação clínica e plano de tratamento corretos para reabilitar desdentados totais têm proporcionado maior qualidade de vida aos pacientes (Awad et al., 2000; Awad et al., 2003) e conseqüentemente, resultados previsíveis para o sucesso clínico.

Atualmente consensos, como The McGill consensus (Canadá) e The York statement (Reino Unido) afirmam que as próteses overdentures devem ser a primeira indicação para tratamentos de pacientes totalmente desdentados, alegando que a prótese overdenture com dois implantes não é o padrão ouro da terapia com implantes dentários; porém, seria o padrão mínimo que deve ser oferecido para a

maioria das pessoas, considerando desempenho e satisfação do paciente, custo e tempo clínico (Thomason et al., 2012)

Overdentures podem ser conectadas ao implante de diferentes maneiras: base da prótese conectada aos pilares dos implantes de forma independente (encaixes tipo bola ou o'rings e magnetos) ou clipe unindo a base da prótese à barra rígida que conecta os implantes osseointegrados (Romero et al., 2000). Dentre as de encaixe tipo bola ou o'ring, existem conceitos básicos para o tratamento da mandíbula desdentada, como a colocação de dois a quatro implantes na porção anterior do rebordo mandibular para retenção de overdentures. Existem ainda diferentes vantagens e desvantagens em cada tratamento; entretanto, a literatura tem sugerido a confecção de overdentures com um implante na região interforame da mandíbula com acentuada reabsorção, situação que impossibilitaria a instalação de dois ou mais implantes na região distal (Schneider & Synan, 2011).

O comportamento biomecânico dos implantes ocorre de maneira diferente ao dos dentes naturais pela ausência do ligamento periodontal (Kenney & Richards, 1998), existindo a possibilidade de eventual sobrecarga no implante ultrapassar o limite fisiológico do osso e promover falha da osseointegração. Dentes naturais têm a capacidade de se movimentar 100 µm dentro do alvéolo pela presença do ligamento periodontal, amenizando sobrecargas no conjunto; entretanto, os implantes têm a capacidade de se movimentar apenas 10 µm, limite dado pela resiliência. A literatura ainda é controversa com relação à utilização de apenas um implante para overdentures, quando autores sugerem que um implante seria adequado para retê-las e pode resultar em sucesso quando comparada às apoiadas por vários implantes (Wolfart et al., 2008; Walton et al., 2009). Por outro lado, foi relatado maior taxa de falhas naquelas retidas por um implante (Liddelow & Henry, 2010). Segundo Alsabeesha (2009), embora estudos recentes tenham mostrado que overdentures com um implante podem alcançar resultados clínicos similares aqueles com maior número de implantes, maiores evidências científicas são necessárias para embasar a indicação desta técnica para todas as aplicações clínicas ósseas na ausência do ligamento periodontal (Watanabe et al., 2000). Assim sendo, faz-se necessário o equilíbrio das forças mastigatórias em reabilitações com implantes osseointegrados (Skalak, 1983), evitando cargas excessivas na interface osso-implante. Auxiliando na diminuição de cargas excessivas, o diâmetro do implante

tem influência na dissipação de cargas, ou seja, quanto maior o diâmetro do implante, menor a tensão na interface osso-implante (Ding et al., 2009).

Segundo Assunção et al. (2009), várias técnicas têm sido utilizadas para avaliar a biomecânica de implantes, compreendendo análise fotoelástica, análise de tensões por elementos finitos e análise por strain gauge. Segundo eles, a fotoelasticidade fornece informações qualitativas sobre a localização geral e concentração de tensões, sendo ferramenta importante para a determinação dos pontos de tensão crítica do material, sendo frequentemente utilizada para determinar os fatores concentradores de tensão em geometrias diversas, avaliando o comportamento biomecânico dos implantes em situação muito próxima da condição clínica.

Diante dessas considerações, seria oportuno verificar a tensão induzida por overdentures retidas por um implante em modelos fotoelásticos mandibulares.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Fotoelasticidade

Doyle & Phillips (1978) alegaram que o nome fotoelasticidade reflete a natureza do método, ou seja, foto implica no uso da luz e técnicas ópticas, enquanto elasticidade relaciona-se com o estudo de tensões e deformações ocorridas em corpos elásticos.

Alvarez & Strohaecker (1999) citaram várias técnicas experimentais utilizadas para determinar a distribuição de tensões/deformações em sistemas estruturais. Dentre elas estão os métodos numéricos como elementos finitos e os métodos experimentais tais como extensimetria e fotoelasticidade.

Araújo (2006) reportou que o nome fotoelasticidade indica a natureza do método empregado, usando luz associada à técnicas ópticas, enquanto elasticidade refere-se ao estudo de tensões e deformações de modelos elásticos.

Schiavon (2010) relatou que na técnica fotoelástica por transmissão, um material plástico transparente submetido a um estado de tensão-deformação exibe uma propriedade denominada dupla refração ou anisotropia óptica. A luz polarizada que o atravessa, obtida por polariscópio, permite a determinação das direções e dos gradientes das tensões principais por meio da interpretação dos parâmetros ópticos observados. Com luz branca, os efeitos ópticos se manifestam como franjas coloridas e com luz monocromática há uma série alternada de franjas pretas e brancas. A ordem das franjas está relacionada com o estado de tensão existente no modelo de acordo com a "Lei óptica das tensões". A fotoelasticidade permite análise qualitativa do estado de tensão, por meio da observação de efeitos ópticos. A fotoelasticidade de transmissão pode ser usada na solução de problemas num estado plano ou tridimensional, necessitando a confecção de modelos. Existe também a técnica fotoelástica que determina a distribuição de tensões em superfícies, conhecida como fotoelasticidade por reflexão, dispensando modelos.

Histórico

Noonan (1949) empregou a metodologia fotoelástica em estrutura homogênea utilizando polariscópio para visualizar as tensões no modelo. O polariscópio plano possibilita um campo escuro de visão por meio de polarizadores de eixos cruzados e um campo claro de visão com polarizadores de eixos paralelos. Dessa forma, é possível visualizar as franjas de duas maneiras, as isocromáticas que são coloridas, as quais evidenciam a intensidade das tensões e as isoclínicas, linhas escuras relacionadas com a direção das tensões.

Mahler & Peyton (1955) descreveram a fotoelasticidade como um método experimental para analisar as tensões relacionadas às falhas em estruturas. Devido às irregularidades das formas dentais, enfatizaram que esse método é individualmente aplicável às situações dessas estruturas. Essa metodologia consiste na obtenção de um modelo fotoelástico da estrutura a ser analisada, simulando a intensidade e a direção das forças aplicadas no modelo fotoelástico de forma semelhante às condições da estrutura real. A força aplicada aos modelos produz tensões que se difundem de acordo com a direção dessas forças, a forma e o modo de sustentação. A base de sustentação dos padrões e a fixação desses nas bases são aspectos posteriores à fase de construção que devem ser observados com atenção. Por apresentar a propriedade de refração dupla, o material fotoelástico permite que um raio incidente de luz seja resolvido em dois raios que passam ao longo do plano principal do material.

Glickman *et al.* (1970) empregaram a técnica fotoelástica na distribuição de tensão no periodonto. Esse estudo validou a técnica fotoelástica na Odontológica. Os autores verificaram as tensões no periodonto dos dentes. Analisaram cortes histológicos dos dentes, visualizando a destruição óssea.

Fernandes (1971) descreveu a fotoelasticidade como uma técnica experimental para análises de tensões e deformações em peças e estruturas que apresentam formas geométricas e condições de carregamento complexas. Nesses casos, os métodos analíticos e estritamente matemáticos tornam-se muito trabalhosos ou mesmo inviáveis, o que possibilitou a alternativa da análise experimental fotoelástica.

Fisher *et al.* (1975) analisaram fotoelasticamente e verificaram a distribuição de tensões em espécies complexas, onde os elementos finitos, são impraticáveis.

Brodsky *et al.* (1975) correlacionaram fotoelasticamente a movimentação ortodôntica de raízes dentais com histopatologias desenvolvidas pelo procedimento. Em áreas de pressão leve, o osso é remodelado e, em locais sem tensão, é neoformado. Ortodonticamente, o movimento ocorre como resposta celular. A pressão violenta torna-se maléfica. A movimentação do dente nessa região é juntamente aliada a remodelação do espaço medular. Concluíram que existe correlação positiva entre o modelo fotoelástico e a amostra histológica. A tensão do modelo demonstrou que o ligamento periodontal estaria estirado. Quando maiores as concentrações de franjas, áreas de hialinização no material histológico estão presentes. O modelo isotrópico e homogêneo associado à técnica histológica mostrou movimentação radicular.

Vahidi (1978) demonstrou que houve diferença no deslocamento do tecido que reveste o rebordo residual mandibular. O tecido imediatamente adjacente ao último dente suporte é menos resiliente que aqueles da região da papila piriforme ou retromolar. O tecido do rebordo não se desloca de acordo com um esquema geométrico, mas de forma diferente ao longo do rebordo e coincide com o imposto pela base da prótese. Entretanto, o resultado foi um desnível elevado de tensão e resiliência e as áreas menos resilientes distribuíam melhor as forças. A limitação da área sob a ação de forças pode causar danos ao osso alveolar.

Thayer & Caputo (1980) observaram que a fotoelasticidade é bem conceituado na Engenharia e na Indústria, proporcionando análise qualitativa quando submetida às condições de esforços.

Campos Júnior *et al.* (1986) descreveram a metodologia da fotoelasticidade na pesquisa odontológica. A metodologia consiste em construir com material apropriado a resolução bi ou tridimensional do protótipo de estudo. Obtendo-se esse padrão nas dimensões ou escala do protótipo e submetendo-o a forças externas e atravessando-o com um feixe de luz polarizada, tem-se a apresentação de faixas brilhantes denominadas franjas ou bandas que podem ser analisadas quantitativa e qualitativamente. A contagem dessas franjas ou bandas, se

multiplicada por um fator de calibração, fornece as tensões internas que correspondem ao protótipo original se submetido às mesmas forças. Como vantagem desse método, citam a possibilidade da visualização conjunta das tensões internas nos corpos, as quais podem ser medidas e fotografadas enquanto em outros métodos analíticos são necessários gráficos e esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos. Outra vantagem é a possibilidade de analisar a distribuição de forças em corpos de morfologia complexa. Desse modo a fotoelasticidade permite a aplicação direta da teoria matemática da elasticidade; porém, possui algumas limitações por ser técnica indireta, como exigir a reprodução acurada do original, a intensidade da carga não deve ultrapassar o limite de resistência do material e o modelo utilizado deve estar livre de tensões prévias às forças aplicadas e exige cuidados especiais de tratamento térmico, dependendo do material empregado.

Caputo & Standle (1987) desenvolveram uma técnica que utiliza modelos com lealdade geométrica. Em relação à técnica tridimensional inédita, diferencia-se na maneira como as tensões são vistas. Pelo fato de a técnica quase-tridimensional não restringir a distribuição de tensões em um plano, pode-se considerar como restrição; porém, apresenta boa fidelidade geométrica como benefício, assim como a possibilidade da aplicação de diversos sistemas de forças em diferentes áreas do modelo. Diferente do método bidimensional, não existe restrição para planificar as forças e tensões e diferentemente do método tridimensional, não há a necessidade de destruir o modelo para a aquisição dos dados. Como desvantagem dessa técnica quase-tridimensional surge a restrição de alcançar a adequada distribuição das tensões, em três dimensões, no interior do modelo fotoelástico.

Laganá (1992) observou o fato da análise fotoelástica é limitada. Isso é devido a ser uma técnica indireta que necessita de modelos com reprodução fiel, requerendo também uma determinação quantitativa das tensões. Há necessidade de verificar à quantidade máxima de esforços aplicados, de maneira de não ultrapassar o limite de resistência do material fotoelástico.

Gil (1999) ressaltou que a análise por fotoelasticidade é um método indireto. Essa análise necessita de modelos próprios. Os resultados podem modificar quando as forças aplicadas forem próximas dos limites de resistência dos materiais.

Cruz (2004) avaliou a utilização da aplicação de carga na análise de tensões por fotoelasticidade. O dispositivo é por bases superior e inferior, quadradas e com apoios pilares. No centro encontra-se pistão interligado por mangueiras ao compressor e a plataforma para apoio do crânio. Aplica-se força no modelo fotoelástico, na mandíbula e na maxila com cargas de 0 a 10 bar.

Fotoelasticidade de Transmissão Plana

Oliveira & Gomide (1990) alegaram que a fotoelasticidade pode ser aplicada em qualquer estado de tensão; porém, pode ser mais facilmente utilizada no estudo do estado plano de tensões que requer a confecção de modelos feitos de materiais transparentes, homogêneos, isotrópicos, lineares e possuindo certas propriedades ópticas. A propriedade óptica fundamental é que os materiais possuam dupla refração temporária ou anisotropia óptica, quando submetidos a estados de tensões-deformações. Modelos similares são construídos e as cargas que melhor simularem as reais são aplicadas no modelo. Utilizando fonte de luz branca, os efeitos ópticos se manifestam como bandas coloridas (cromáticas) cobrindo a faixa do espectro visual. Através da luz monocromática, os efeitos ópticos se manifestam como uma série alternada de bandas pretas e brancas que tem número de ordem num ponto, dependendo da intensidade de carga. Em geral, pontos críticos em modelos planos ocorrem em contornos livres (furos, entalhes, filetes). A fotoelasticidade plana tornou-se uma metodologia poderosa na determinação da distribuição e concentração de tensões associadas a esses problemas. Em pontos no interior do modelo bidimensional pode-se obter apenas a leitura da tensão cisalhante máxima, e os valores individuais das tensões principais só serão obtidas com dados suplementares ou emprego de métodos numéricos.

Próteses, Overdentures e Implantes Osseointegrados

Skalak (1983) afirmou que várias conclusões podem ser formuladas: 1- A proximidade do osso com o implante de titânio é a característica essencial que permite a transmissão da tensão ao osso sem qualquer movimento apreciável ou abrasão. A ausência da camada fibrótica intermediária permite que a tensão possa ser transmitida sem qualquer mudança progressiva no vínculo entre osso e implante. 2- O parafuso com rosca proporciona travamento no osso numa escala macroscópica que permite a completa resistência do osso à compressão. O implante

cilíndrico pode requerer ligação adesiva para desempenho satisfatório, enquanto a forma do parafuso é capaz de funcionar aderindo osso ao implante com ligação não adesiva. 3- A distribuição da carga vertical ou lateral aplicada na prótese parcial fixa depende do número, disposição e rigidez dos abutments, bem como a forma e a rigidez da própria prótese fixa. Em geral, a prótese parcial fixa rígida distribuirá cargas para vários dispositivos com maior eficiência. A prótese flexível pode ser eficaz se a força desenvolvida pela estrutura for capaz de suportar a carga total aplicada. Extremidades em balanço da prótese parcial fixa aumenta a carga no primeiro parafuso próximo da área de balanço; embora, o cantilever moderado possa ser tolerado se a prótese for suficientemente forte. 4- A ligação da prótese parcial fixa fornece estrutura combinada que pode atuar em conjunto com o osso para proporcionar maior força do que o dispositivo de fixação ou o osso sozinho. 5- O implante osseointegrado proporciona contato direto com o osso e, portanto, qualquer tensão aplicada aos acessórios será transmitida. Por esta razão, é aconselhável a utilização de um material que absorva choques, tais como dentes artificiais de resina acrílica. Este arranjo permite o desenvolvimento de uma subestrutura dura e forte com proteção adequada contra choques na superfície exterior.

Smith & Zarb (1989) afirmaram que devido à proliferação de sistemas de implantes, um conjunto de critérios para o sucesso deve ser adotado com base em investigações científicas. Uma revisão da literatura com análise dos resultados indicou que alguns critérios considerados como válidos para determinar o sucesso clínico dos implantes protéticos.

Van Waas (1990) investigou a relação entre a satisfação dos pacientes com próteses totais e vários fatores causais. Cento e trinta pacientes que receberam novas próteses foram investigados durante o tratamento. Os resultados mostraram que 33% da variação na satisfação com a prótese pode ser esclarecida por: 1) a atitude para com a prótese, 2) a qualidade das próteses, 3) as condições bucais (oposto do esperado) e 4) o número de próteses desgastadas utilizadas anteriormente. Assim, a atitude do paciente ao receber as próteses, medido por questionário aplicado antes de recebê-las e o número de próteses anteriores são indicadores potenciais para a satisfação com as novas próteses. A condição bucal e da personalidade do paciente parecem ser fatores sem importância. Apenas 33% da

satisfação poderiam ser clarificadas por intermédio das variáveis do estudo. Assim, a satisfação com o uso de próteses para a maioria dos pacientes e expectativas dos dentistas foi imprevisível, em alguns casos.

Buser et al. (1991) examinaram a integração do tecido e implantes ITI não submersos ao longo de três anos. Cinquenta e quatro implantes foram colocados em trinta e oito pacientes parcialmente desdentados. Após a cicatrização, todos os 54 implantes não causaram infecções peri-implantes e nenhuma mobilidade detectável. A radiografia não mostrou sinais de radiolucência peri-implante e os implantes estavam em posições favoráveis para a restauração protética. Após a incorporação de próteses parciais fixas, os pacientes foram incluídos em um programa de recall para higiene com intervalos de três meses e re-examinados uma vez por ano. Com base em critérios pré-definidos, cada implante foi classificado como bem sucedido ou não. Em três anos, 51 dos 53 implantes (96,2%) foram considerados integrados com sucesso. Um paciente deixou o estudo, e dois implantes causaram infecções peri-implante recorrentes e foram classificados como falhas tardias. Estes resultados indicam que implantes ITI podem promover a osseointegração do tecido de modo previsível, sendo bem sucedidos e podem ser mantidos pelo menos por três anos.

Bidez & Misch, (1992) afirmaram que se o clínico procura obter melhor compreensão da lógica do desenho do implante e/ou implementar conceitos de biomecânica no cuidado ao paciente, seria necessário compreensão fundamental clinicamente relevante da biomecânica. Assim, apresenta-se primeiramente as transmissões de forças, com especial atenção para as implicações para o sucesso em longo prazo dos implantes dentários e dos procedimentos restaurativos. As forças e seus componentes, os momentos, os mecanismos de transferência de força, o impacto e as relações entre a tensão influenciam as decisões clínicas e os planos de tratamento.

Albrektsson & Zarb (1993) afirmaram que o conceito de osseointegração exige ambas as descrições e definições tanto histomorfométricos como clínicas. O entendimento desses dois aspectos tem impacto significativo sobre os determinantes clínicos de sucesso. Este artigo revisou algumas das preocupações atuais em relação à avaliação clínica dos implantes osseointegrados.

Roos et al. (1997) apresentaram proposta de protocolo e os critérios diferenciados para a avaliação do sucesso em longo prazo de implantes bucais. O protocolo e os critérios foram aplicados em paciente tratado durante o período de um ano, seguido por cinco anos. Com base nas informações obtidas durante o follow-up, cada implante foi classificado em três grupos: desaparecido, falha ou sobrevivência. A análise qualitativa do grupo de sobrevivência foi realizada por meio de testes contra critérios definidos. Dependendo dos modos de exames clínico e radiográfico e os seus resultados, os implantes sobreviventes foram classificados em três níveis de sucesso. Critérios de sucesso, juntamente com os testes de estabilidade individual e exame radiográfico de cada implante devem ser usados quando um novo sistema de implante for avaliado ou quando nova aplicação for explorada. Apenas exame radiográfico e moderados critérios de sucesso podem ser usados para documentar tratamentos de rotina, desde que o sistema de implante utilizado já tenha sido bem estudado/documentado.

Kenney & Richards (1998) estudaram o efeito de dois implantes para suportar overdenture removível para que a distribuição de tensão ótima possa minimizar as forças nos implantes. Utilizaram análise fotoelástica para comparar os padrões de tensão gerados em torno dos implantes com dois mecanismos de retenção, concluindo que os acessórios tipo o'ring transferam menos tensão para implantes do que os acessórios de barra-clipe quando o modelo fotoelástico foi submetido à carga vertical posterior.

Awad et al. (2000) alegaram que a importância de avaliar o impacto de tratamentos para condições crônicas na qualidade de vida do indivíduo tem sido bem estabelecida. Neste ensaio clínico randomizado, a qualidade de vida relacionada à saúde bucal, medida com o Perfil de Impacto de Saúde Oral (OHIP) foi comparada entre dois grupos de pacientes desdentados. Um grupo (n=54) recebeu overdentures mandibulares implantossuportadas e outro (n=48) próteses convencionais. As avaliações foram realizadas antes do tratamento e dois meses após as próteses serem entregues. O modelo multivariado mostrou que o tratamento por implante foi significativamente associada com menores escores do OHIP pós-tratamento, indicando melhor qualidade de vida. Além disso, idade, sexo e estado civil explicam 31% da variação nos escores do OHIP pós-tratamento. Estes resultados sugerem que o tratamento com implantes proporciona melhora

significativa em curto prazo em relação ao tratamento convencional na qualidade relacionada à saúde bucal.

Mericske-Stern et al. (2000) afirmaram que ser desdentado é uma desvantagem e o principal objetivo da colocação de implantes é apoiar as próteses fixas ou estabilizar próteses totais em mandíbulas desdentadas. A experiência e os estudos clínicos têm demonstrado a ampla aplicação de implantes ITI não submersos em terapia protética em locais normais e em situações de atrofia avançada ou reabsorção substancial do osso. O implante ITI foi desenvolvido para uso universal em pacientes parcial ou totalmente desdentados e para a substituição de dentes individuais. O sistema oferece opção de repouso para as próteses removíveis e fixas com partes secundárias idênticas, e descrevem o uso de implantes ITI para a reabilitação protética da mandíbula totalmente desdentada. Indicações de vários tipos, alternativas e variações na concepção de próteses fixas ou removíveis foram discutidas. O modelo protético é dependente do número e localização dos implantes, e o número de implantes determina a escolha da prótese. O plano de tratamento em geral e as condições anátomo-morfológicas individuais foram descritas para as maxila e mandíbula. Foram apresentados detalhes de procedimentos clínicos com implantes ITI relacionados com o projeto específico de próteses e aspectos biomecânicos de fixação e estabilização de próteses, e aspectos da oclusão a serem construídos até completar a visão geral do trabalho.

Romero et al. (2000) afirmaram que inúmeros artigos enfatizam a importância da passividade de interfaces de componentes de implante protéticos, e que interfaces não passivas podem causar reabsorção do osso, fraturas e ruptura do parafuso de fixação. Neste estudo avaliaram três técnicas de pós-fabricação para a correção do ajuste não passivo entre infraestrutura da barra e a interface com o pilar do implante. Utilizaram 30 barras Hader num modelo de metal composto por dois pilares de implantes de titânio. Medições iniciais foram colhidas no eixo y da interface pilar-barra do implante esquerdo usando microscópio. Foram calculadas as médias das medições distal e lingual em cada amostra. Dez amostras foram seccionadas, indexadas e corrigidas (grupo 1). Dez amostras foram seccionadas, indexadas e corrigidos com solda (grupo 2). Outras 10 amostras foram submetidas a dois ciclos em máquina de descarga elétrica (grupo 3). Medições pós-correções foram coletadas nos três grupos. ANOVA e teste de Tukey-Kramer (5%) foram

realizados nos três grupos após as técnicas corretivas. A média do desajuste inicial foi 192 µm para o grupo 1; 190 µm para o grupo 2 e 198 µm para o grupo 3. Houve diferença significativa entre os grupos 1 e 2, bem como entre os grupos 2 e 3 após cada correção técnica. Não houve diferença entre os grupos 1 e 3. Concluindo, o grupo da máquina de descarga elétrica resultou na menor distância do

Douglass et al. (2002) verificaram que havia muita especulação entre os docentes de que a necessidade de próteses totais diminuiria no futuro e que o treinamento para realizar próteses totais deveria ser removido do currículo dental. Analisaram estimativas baseadas nos dados de inquéritos epidemiológicos indicando que o edentulismo diminuía 10% por década e que 90% dos adultos desdentados utilizavam próteses totais. No entanto, quando o número de adultos em cada grupo etário específico era multiplicado pela percentagem que necessitava de uma prótese maxilar ou mandibular completa, os resultados sugeriam que a população adulta com 1 ou 2 próteses completas aumentaria de 33,6 milhões de adultos em 1991 para 37,9 milhões de adultos em 2020. O declínio de 10% no edentulismo em cada década nos últimos anos seria mais do que compensado pelo aumento de 79% na população adulta com mais de 55 anos. As implicações clínicas destes achados foram: os dentistas praticantes descobrirão que uma minoria considerável da população de pacientes continuará a precisar de serviços completos de prótese dentária; e se o treinamento em próteses dentárias completas for eliminado do currículo odontológico, milhões de pacientes serão forçados a procurar serviços de prótese de provedores alternativos.

Awad et al. (2003) compararam a satisfação de pacientes idosos sobre a saúde bucal, relacionando qualidade de vida com overdentures mandibulares e próteses convencionais com dois implantes. Utilizaram 60 pacientes desdentados totais com idades entre 65 e 75 anos, separados aleatoriamente em dois grupos tratados com próteses convencionais superiores e uma prótese convencional mandibular (n=30) ou overdentures suportada por dois implantes com retentores tipo bola (n=30). Foi avaliada a satisfação em geral, bem como outras características das dentaduras (conforto, estabilidade, capacidade de mastigar, discurso, estética e capacidade de limpeza), antes do tratamento e dois meses após. Mudanças na classificação sobre o perfil original de impacto na saúde bucal (OHIP) e sua forma reduzida (OHIP-Edent) também foram utilizados como indicadores da qualidade de

vida relacionada à saúde. No desfecho inicial do estudo, as classificações de satisfação geral em dois meses após o tratamento foi significativamente melhor no grupo tratado com overdentures mandibulares com dois implantes. O grupo tratado com implante mostrou classificações significativamente maiores em conforto, estabilidade e capacidade de mastigar. No critério OHIP-Edent, indivíduos que receberam overdentures mandibulares com dois implantes mostraram significativamente menos problemas de vida em relação à saúde bucal do que o grupo convencional, sugerindo que o tratamento com overdentures mandibulares com dois implantes pode proporcionar melhor função bucal e saúde relacionados com a qualidade de vida do que com próteses totais convencionais.

Himmlová et al. (2004) realizaram um estudo sobre a influência do tamanho e do diâmetro dos implantes na distribuição de tensões, concluindo que as maiores tensões concentram-se no colo do implante e que a redução do estresse foi maior (31,5%) para implantes com diâmetros que variam de 3,6 a 4,2 mm. O aumento do comprimento do implante também produziu redução da tensão, mas não foi tão importante como o diâmetro do implante.

Arlin et al. (2006) avaliaram o desfecho clínico de implantes dentais curtos (6 e 8 mm) colocados em locais com baixa disponibilidade óssea (7 a 11 mm) e compararam a sobrevida com a de implantes mais longos. Um total de 630 implantes Straumann foram colocados em 264 pacientes entre abril de 1994 e dezembro de 2003. Destes, 35 implantes foram de 6 mm de comprimento, 141 de 8 mm de comprimento e 454 de 10 a 16 mm de comprimento. O seguimento máximo foi de 64,6 meses, 83,7 meses e 102 meses para implantes de 6 mm, 8 mm e 10 a 16 mm, respectivamente. As taxas de sobrevida de dois anos foram de 94,3%, 99,3% e 97,4% para implantes de 6 mm, 8 mm e 10 a 16 mm, respectivamente; concluindo que implantes curtos (6 ou 8 mm) foram utilizados com boa confiabilidade em pacientes com disponibilidade óssea limitada, sem a necessidade de aumento do rebordo. Menor comprimento do implante não foi associado com a sobrevida reduzida aos 2 anos, em comparação com os implantes mais longos.

Tawil et al. (2006) afirmaram que implantes menores do que 10 mm podem ser uma solução de longo prazo para locais com altura óssea limitada. Sendo assim, realizaram um estudo para determinar a influência de alguns fatores

protéticos nas taxas de sobrevivência e complicações. Duzentos e sessenta e dois implantes curtos do sistema Brånemark de superfície usinada foram colocados em 109 pacientes e seguidos por uma média de 53 meses. Os parâmetros protéticos foram registrados e os dados foram analisados quanto à perda óssea peri-implante e complicações biológicas ou biomecânicas. Concluíram que os implantes curtos parecem ser uma solução viável a longo prazo em locais com altura óssea reduzida, mesmo quando os parâmetros protéticos excedem os valores normais, desde que a orientação da força e a distribuição da carga sejam favoráveis e a parafunção controlada.

Liddelow & Henry (2007) buscavam diminuir os custos do tratamento protético com overdentures, investigando a previsibilidade de simplificar esse tipo de reabilitação mandibular por meio da cirurgia de estágio único e da carga imediata sobre o implante na linha média. Realizaram um estudo clínico em 28 pacientes, com idade média de 69,8 anos, utilizando próteses totais convencionais inferiores insatisfatórias. Foi colocado um implante na região da linha média, e para fixação da prótese optou-se pelo sistema o'ring. Após 3 e 12 meses foram aplicados questionários para avaliar a satisfação dos pacientes. Três implantes não tiveram estabilidade primária suficiente para que fosse possível efetuar o carregamento imediato e, por isso, foram tratados com protocolos de duas fases. Para os demais pacientes foi possível o carregamento imediato e o implante se manteve até a preservação de 12 meses. A satisfação dos pacientes foi alta com aumento significativo em todos os parâmetros de conforto e funcionais quando comparadas às próteses convencionais. Os autores concluíram que o carregamento imediato do implante na linha média da mandíbula é um tratamento vantajoso quanto ao custo, retenção e conforto do paciente.

Celik & Uludag (2007) verificaram que não havia clareza nos estudos sobre a influência dos tipos de retenção e inclinação do implante na distribuição de tensões, quando overdentures eram apoiadas sobre 3 implantes. A fim de elaborar um estudo para esclarecer estas questões, confeccionaram dois modelos fotoelásticos com 3 implantes em cada um; sendo que no primeiro modelo os implantes eram paralelos entre si e orientados verticalmente, e no segundo, dois implantes foram colocados 20 graus divergentes a partir do centro do implante. Para cada modelo foram estudados 4 sistemas de retenção, sendo Locator, o'rings,

barra-clipe e barra-clipe conjugados a o'ring distais. Foi feita aplicação de uma força vertical de 135 N na fossa central do primeiro molar direito. As tensões resultantes foram monitoradas e registradas fotograficamente. Os autores concluíram que no modelo com implantes verticais e inclinados, os menores níveis de tensão foram observados no sistema o'ring e barra-clipe conjugados. Nos modelos verticais, as tensões não foram bem distribuídas no sistema o'ring.

Markarian et al. (2007) realizaram um estudo com dois modelos fotoelásticos: (i) com implantes paralelos; (ii) com implantes com angulação de 30 graus ao implante central. Em ambos os casos, foram utilizados três implantes, e estruturas de titânio Cp foram construídas. Para ambos os modelos, a análise da tensão foi realizada em estruturas bem ajustadas ou com desajuste vertical de 150 μm no implante central. A análise fotoelástica indicou que no modelo com implantes paralelos, a distribuição de tensão seguiu o longo eixo do implante. Já no modelo com um implante angulado, uma concentração de tensão mais elevada e não homogênea foi observada em torno da região apical dos implantes laterais. No desajuste vertical em ambos os modelos houve aumento nos padrões de tensão.

Baggi et al. (2008) analisaram por meio da metodologia de elementos finitos a influência do diâmetro e comprimento do implante na distribuição do estresse e analisar o risco de sobrecarga de perda óssea marginal clinicamente evidenciada na cervical do implante e nas regiões periimplantares mandibulares e maxilares. (2 ITI, 2 implantes Nobel Biocare e 1 Ankylos, diâmetros de 3,3 mm a 4,5 mm, comprimentos de interface implante ósseo de 7,5 mm a 12 mm) foram analisados por meio de medidas lineares elásticas de 3 dimensões. Simulações de elementos finitos, sob carga estática (componente lateral: 100 N, componente intrusivo vertical: 250 N). Modelos numéricos de segmentos ósseos molares superiores e mandibulares foram gerados a partir de imagens de tomografia computadorizada, e medidas de estresse local foram introduzidas para permitir a avaliação do risco de sobrecarga óssea. Também foram modeladas diferentes geometrias ósseas da crista. A qualidade óssea do tipo II foi aproximada e foi considerada a integração óssea completa. Desenhos de implantes, geometria óssea da crista e local de colocação afetam mecanismos de transmissão de carga.

Vogel (2008) constatou que enquanto a maioria dos tratamentos com implante tem historicamente focado a substituição fixa de dentes protéticos, o grande número de benefícios para a população de desdentados reabilitados com implantes e posteriormente overdentures é significativa para melhora da função, estabilidade emocional, saúde física e estética. Embora ainda exista falta de consistência nas técnicas, modelo protético, e sistemas de fixação, estes aspectos foram menos importantes para resultados bem sucedidos do que se acreditava.

Wolfart et al. (2008) estudando dois casos clínicos com overdentures implanto-retidas por um implante na região anterior de mandíbula com sistema de retenção o'ring seria uma opção vantajosa para reabilitações de desdentados totais inferiores. O procedimento aumentou a estabilidade e retenção quando comparadas às próteses totais convencionais, além de baixo custo e um meio simples de tratamento. A partir desses resultados iniciais, os autores concluíram que essa reabilitação pode ser um tratamento promissor para pacientes edêntulos, simples e de menor custo e pode ser recomendado para pacientes que não podem pagar o tratamento com dois implantes. Ressaltaram que há necessidade de acompanhamento clínico em longo prazo.

Alsabeeha et al. (2009) realizaram revisão de literatura buscando maior informação a respeito de overdentures com implante único. Além disso, também descreveram técnicas cirúrgicas e protéticas para esta abordagem de tratamento. Nas bases de dados Pubmed, Medline e Embase realizaram a busca através da palavra chave "mandibular overdenture single implant", utilizando artigos publicados até agosto de 2008. Um número limitado de artigos foi encontrado, sendo que na maioria, tratava-se de casos clínicos e estudos de curto prazo. Os autores concluíram que a partir de um número limitado de estudos a respeito do assunto, o uso desta técnica não pode ser recomendada.

Assunção et al. (2009) descreveram os métodos de Engenharia utilizados em Odontologia para avaliar o comportamento biomecânico de implantes osseointegrados. Várias técnicas têm sido utilizadas para avaliar a carga biomecânica de implantes compreendendo o uso de análise fotoelástica, análise de tensões por elementos finitos e a análise por strain gauge. Fotoelasticidade fornece informações qualitativas sobre a localização geral e concentração de tensões, mas

produz informações quantitativas limitadas. O método é importante na determinação dos pontos de tensão crítica do material e frequentemente utilizado para determinar os fatores concentradores de tensão em geometrias irregulares. A aplicação da metodologia de strain gauges em implantes dentais é baseada na resistência elétrica de tensão tanto in vitro como in vivo sob cargas estáticas e dinâmicas. No entanto, o método fornece apenas os dados de tensão no extensômetro. Análise por elementos finitos pode simular a tensão usando um modelo computacional criado para calcular força, tensão e deslocamento. Tal análise tem a vantagem de permitir que diversas condições possam ser mudadas de forma fácil e permite a medição da distribuição de tensões em torno dos implantes em pontos opcionais que são difíceis de analisar clinicamente. Todas as três metodologias podem ser úteis para avaliar o comportamento biomecânico dos implantes em situação muito próxima da condição clínica, mas o pesquisador deve ter conhecimento suficiente na geração dos modelos (delineamento experimental) e análise de resultados.

Bellini et al., 2009, analisaram a correlação entre os perfis de locus de controle e as expectativas antes e a satisfação após terapia completa. Sessenta e quatro pacientes classificaram suas expectativas quanto aos resultados estéticos e funcionais da terapia completa de prótese dentária em uma escala analógica visual (VAS), utilizando escores de 0 (piores resultados) a 10 (melhores resultados). Um questionário foi utilizado quanto à satisfação após os ajustes finais da prótese. Os pacientes também responderam a um questionário de locus de controle na entrevista inicial; e verificaram que não houve correlação entre os perfis de locus de controle e os escores dos pacientes ou entre os escores de sexo e VAS. Nenhuma correlação foi encontrada entre o locus de perfis de controle e os escores para expectativas antes e satisfação após próteses completas.

Ding et al. (2009) estabeleceram um modelo por elementos finitos 3D de mandíbula com implantes dentários de carga imediata e analisaram a distribuição de tensões no osso ao redor de implantes de diferentes diâmetros. Três modelos mandibulares com implantes de rosca (ITI) com diâmetros de 3,3; 4,1 e 4,8 mm foram desenvolvidos utilizando a tomografia computadorizada e software de integração. A tensão von Mises e a tensão da interface osso-implante foram calculados com software ANSYS quando os implantes foram carregados com 150 N nas forças verticais ou vestibulo-lingual. Quando os implantes foram carregados com

força vertical, a tensão von Mises concentrou-se nas superfícies mesial e distal do osso cortical ao redor do pescoço dos implantes, com valores de pico de 25,0; 17,6 e 11,6 MPa para 3,3; 4,1 e 4,8 milímetros de diâmetro, respectivamente. As tensões máximas (5854, 4903, 4344 $\mu\text{m-epsilon}$) foram localizadas sobre o osso esponjoso em torno da ponta do implante. A tensão foi significativamente menor com o aumento do diâmetro do implante. Quando os implantes foram carregados com força vestibulo-lingual, os picos dos valores de tensão von Mises ocorreram na superfície vestibular do osso cortical ao redor do pescoço do implante, com valores de 131,1; 78,7 e 68,1 MPa para 3,3; 4,1 e 4,8 mm de diâmetro, respectivamente. As tensões máximas ocorreram na superfície do osso esponjoso adjacente ao colo do implante, com valores de pico de 14.218, 12.706 e 11.504 μm , respectivamente. O desgaste dos implantes de diâmetro de 4,1 mm foi significativamente menor do que aqueles com diâmetro de 3,3 mm, mas não foi estatisticamente diferente do implante de 4,8 mm. Com aumento do diâmetro do implante, a tensão nas interfaces osso-implante diminuiu significativamente, especialmente quando o aumento do diâmetro foi de 3,3 para 4,1 mm. Os implantes de 10 mm de comprimento usados em carga imediata devem ter pelo menos 4,1 mm de diâmetro, e o carregamento uniaxial para implantes dentários deve ser evitado ou minimizado.

Meijer et al., 2009, realizaram um estudo clínico de 10 anos cujo objetivo foi avaliar o resultado do tratamento (condição dos tecidos peri-implante duro e mole, satisfação do paciente, pós-tratamento cirúrgico e protético) de overdentures mandibulares suportadas por dois ou quatro implantes. Concluíram que não há diferença no estado clínico e radiográfico dos pacientes com overdenture de dois ou quatro implantes durante um período de avaliação de 10 anos.

Walton et al., em 2009, realizaram ensaio clínico randomizado testando as hipóteses de que não há diferença na satisfação do paciente, custos de componentes, ou tempos de tratamento e manutenção quando as overdentures mandibulares são retidas por um ou dois implantes. Os menores custos de componentes e tempos de tratamento, com satisfação comparável e tempo de manutenção ao longo do primeiro ano indicaram que overdenture mandibular retida por único implante na linha média pode ser uma alternativa à habitual overdentures com dois implantes para pacientes com prótese total mal adaptada.

Liddelow & Henry (2010) pretenderam num estudo clínico simplificar a reabilitação com overdentures mandibulares utilizando cirurgia de estágio único e carga imediata das próteses, além da utilização de um implante na linha média da mandíbula, visando a analisar a vantagem dessa técnica. Obtiveram como amostra com 35 pacientes utilizando próteses convencionais mandibulares e insatisfeitos por vários motivos, como pouca retenção, instabilidade, feridas causadas pela prótese e problemas fonéticos. O implante MK III Branemark com superfície oxidada foi comparado com o implante usinado MK III Branemark clássico, separando os pacientes de acordo com os tipos de implantes. Como sistema de retenção foi utilizado o ring fixado na prótese já existente. O acompanhamento clínico foi feito 3, 12 e 36 meses após o início do tratamento. Dos oito implantes com superfície usinada, três falharam, indicando maior taxa de insucesso, e esse implante não foi mais utilizado no estudo. Dos implantes com superfície oxidada, um não apresentou estabilidade primária para ser carregado imediatamente e foi feito em duas fases; os outros 25 alcançaram estabilidade primária e foram acompanhados até 36 meses. A satisfação dos pacientes foi maior nos quesitos estéticos e funcionais. Os autores concluíram que ao longo de uma observação por 3 anos, a carga imediata para overdenture mandibular com um implante com superfície oxidada e prótese existente pode fornecer resultado benéfico com valor financeiro mínimo.

Alsabeeha et al. (2011) realizaram um estudo clínico determinando a estabilidade primária de três diferentes diâmetros de implantes (3,75, 4,0 e 8,0 mm) colocados na linha média de mandíbulas desdentadas com overdentures. Foram incluídos no estudo 36 pacientes com implante na linha média da mandíbula, e a estabilidade primária mensurada com um dispositivo magnético. Concluíram que quanto maior o diâmetro, maior a estabilidade primária; também que variáveis do paciente, como sexo, qualidade e quantidade óssea, e idade não influenciaram a estabilidade primária.

Felice et al. (2011) realizaram estudo para avaliar se implantes dentários curtos (5 a 8,5 mm) poderiam ser uma alternativa adequada aos implantes mais longos (> 11,5 mm) colocados em maxilas atróficas aumentadas com osso autógeno para suporte de próteses dentárias. Vinte e oito pacientes com maxila atrófica totalmente edêntula com 5 a 9 mm de altura óssea de crista residual com pelo menos 5 mm de espessura, conforme medido por tomografia computadorizada,

foram randomizados em dois grupos para receber 4 a 8 implantes curtos (5 a 8,5 mm) (15 pacientes) ou osso autógeno da crista ilíaca para permitir a colocação de pelo menos implantes longos com 11,5 mm (13 pacientes). Os blocos ósseos e as janelas dos seios maxilares foram cobertos com barreiras rígidas reabsorvíveis. Os enxertos foram deixados por 4 meses antes de colocar os implantes que foram submersos. Após 4 meses, foram fornecidas próteses acrílicas reforçadas provisórias ou overdentures barra-retidas. As próteses provisórias foram substituídas, após 4 meses, por próteses dentárias fixas de retentor de metal-resina fixadas em parafuso. As medidas de desfecho foram: prótese e falhas de implantes, complicações (incluindo dor pós-operatória prolongada) e satisfação do paciente. Todos os pacientes foram analisados durante 5 meses após o carregamento. Concluíram que os implantes curtos podem ser uma alternativa adequada, mais barata e rápida para implantes mais longos colocados em osso aumentado com osso autógeno para reabilitação de maxilas atróficas edêntulas. No entanto, esses resultados preliminares precisariam ser confirmados por ensaios maiores com acompanhamento de pelo menos 5 anos.

Harder et al. (2011) avaliaram a evolução clínica, qualidade de vida ligada à saúde bucal (QVRSB), e a capacidade de mastigação de pacientes com próteses totais mandibulares retidas por um implante colocado na linha média da mandíbula. Foram incluídos no estudo pacientes que já faziam uso de próteses totais convencionais, e foram tratados com um implante na linha média de mandíbula, utilizando retenção o'ring. Foram realizadas avaliações no começo do tratamento e 4 semanas após. O estudo foi composto pela análise de 11 pacientes e o período médio de avaliação foi de 43 meses. Nenhum implante falhou durante o período, mas foram necessários reparos em 4 próteses. A capacidade de mastigação dos pacientes melhorou além de ser verificado aumento na QVRSB, mostrando-se como um tratamento vantajoso.

Machado et al. (2011) avaliaram com fotoelasticidade a distribuição de tensões geradas ao redor de implantes e tecido ósseo, utilizando diferentes tipos de overdentures implantossuportadas. Num modelo de mandíbula desdentada foram instalados de dois a quatro análogos de pilar microunit na região inter-forame. Três modelos de resina com implantes incorporados foram obtidos em moldes de silicone para duplicação. Os modelos foram separados nos grupos: o'ring (GI) e barra-clipe

(GII) ambos com dois implantes e a associação (GIII) com 4 implantes. Após a adaptação das overdentures nos modelos fotoelásticos, cargas de 100 N foram aplicadas simulando carregamento oclusal. A análise fotoelástica foi feita com polariscópio simples que permitiu a visualização das franjas e registro das imagens em fotografias digitais. Os resultados mostraram maior tensão no GIII, enquanto o GI mostrou o menor nível de tensão e o GII foi intermediário. Os autores concluíram que o uso do sistema barra-clipe mostrou ser a melhor alternativa, considerando o nível moderado da distribuição de tensões, uniformidade das tensões e maior retenção do que o sistema o'ring.

Mazaro et al. (2011) verificaram por meio da fotoelasticidade o comportamento biomecânico de overdentures retidas por implantes e de próteses fixas. Os modelos foram separados em: 1) barra-clipe, utilizando barra Hader e clipe de plástico, 2) barra-clipe associada a retentores resilientes, utilizando barra Hader e três cliques de plástico e 3) o' rings. Forças oclusais verticais de 100 N foram aplicadas entre os incisivos centrais, e unilateralmente nos segundos molares e segundos pré-molares esquerdo e direito. Os resultados mostraram que com cargas nos incisivos e nos pré-molares, a overdenture com três cliques de plástico e barra Hader apresentou maior concentração de tensão. Quando foi feito carregamento nos molares, a overdenture com o' rings exibiu distribuição de tensões mais uniforme no rebordo desdentado posterior, com menos sobrecarga no implante terminal. Concluiu-se que as forças verticais aplicadas à overdenture com barra-clipe e próteses parciais fixas criaram padrões de tensão com maior magnitude e concentração sobre os implantes, enquanto os o' rings transferiram mínima tensão sobre os implantes. O aumento do cantilever da prótese fixa provocou os maiores valores de tensão no implante distal.

Schneider & Synan (2011) relataram algumas vantagens obtidas com a colocação de um implante na linha média da região intermediária da mandíbula, que pode ser utilizada para reter overdenture mandibular completa em pacientes com mandíbula atrófica comprometida em oposição à prótese total maxilar; dizendo ser essa abordagem uma opção de tratamento válida para pacientes com meios financeiros e terapêuticos limitados. Este relato de caso, juntamente com outras evidências, demonstrou que a prótese dentária mandibular implantorretida é uma opção de tratamento viável para um grupo específico de pacientes.

Thomason et al. (2012) verificaram que a declaração de consenso de McGill sobre overdentures foi publicada após um simpósio realizado na Universidade McGill em Montreal, Canadá em 2002; e um grupo de peritos declarou que as evidências atualmente disponíveis sugerem que a restauração da mandíbula edêntula com prótese convencional já não é o tratamento reabilitador de primeira escolha mais apropriado. Existem evidências de que uma overdenture de dois implantes deveria tornar-se a primeira escolha de tratamento para a mandíbula edêntula. Em 2009, foi divulgada uma nova declaração de consenso como apoio e acompanhamento da declaração de consenso de McGill. Este relatório foi criado em York, Reino Unido, em abril de 2009 e destacou que, desde a declaração de McGill em 2002, a aceitação por dentistas da tecnologia de implantes para portadores de próteses completas tinha sido lenta; concluindo que "um grupo substancial de evidências estava agora disponível demonstrando que a satisfação e qualidade de vida dos pacientes com overdentures mandibulares era significativamente maior do que para dentaduras convencionais. Concluindo, embora seja aceito que a overdenture de dois implantes não é o padrão ouro da terapia de implante é o padrão mínimo que deve ser suficiente para a maioria das pessoas, levando-se em conta desempenho, satisfação do paciente, custo e tempo clínico.

Liu et al. (2013) utilizando o método por elemento finito em três dimensões (FEA 3D) avaliaram a distribuição de forças ao redor do implante, osso peri-implante e estabilidade de overdentures mandibulares suportadas por números diferentes de implantes e diferentes tipos de carga. Foram modeladas quatro mandíbulas para realização do estudo por elementos finitos 3D, usando um a quatro implantes com sistemas de retenção Locator. Foram aplicados dois tipos de carga: 100 N com carga vertical sobre os incisivos inferiores e 100 N com carga vertical e inclinada sobre o primeiro molar esquerdo. A overdenture suportada por um implante com força vertical sobre os incisivos mostrou rotação do implante, mas não foi observado aumento de tensão no osso peri-implante. Na overdenture suportada por dois implantes, a rotação foi mais acentuada em torno da linha média entre os dois implantes e a tensão nos pilares foi maior que nos outros modelos. Nas overdentures suportadas por três ou quatro implantes nenhuma tensão exagerada foi observada nem no osso nem nos pilares. Os autores concluíram que os valores de tensão no osso peri-implante estavam dentro do limite fisiológico nos quatro

modelos; quando foi feita a aplicação de carga nos incisivos inferiores, o modelo com dois implantes apresentou valores maiores de tensão nos pilares e no osso peri-implante, além de instabilidade que pode ser solucionada com a instalação de um terceiro implante; o modelo com um implante mostrou menor tensão no pilar e no osso e a estabilidade da prótese não foi comprometida, mostrando-se uma boa opção de tratamento.

Pellizzer et al. (2013) analisaram as interações biomecânicas no tecido ósseo entre implantes curtos e coroas implantossuportadas com diferentes alturas pela metodologia de elementos finitos. Os resultados apontaram que o aumento da altura da coroa ampliou a concentração de tensões na coroa de 15 mm, sob carregamento oblíquo.

Celik & Uludag (2014) utilizando o método fotoelástico avaliaram o efeito do número de implantes em overdentures mandibulares. Dois modelos fotoelásticos foram fabricados com dois e quatro implantes. Quatro sistemas de fixação foram avaliados: o-rings, barra-clipe, barra-clipe com o-rings distais e barra-clipe com fixações rígidas extracoronárias distais (Easy slot). Uma carga vertical de 133 N foi aplicada na fossa central do primeiro molar direito. As tensões resultantes foram observadas e registadas fotograficamente em polariscópio circular. Os autores observaram maiores tensões no sistema barra-clipe conjugado com anexos extracoronários distais, seguido pela barra-clipe com o-rings distais, barra-clipe e o-rings, para ambos os modelos. Houve pequenas diferenças nos valores de tensão em torno de implantes em ambos os modelos. Os autores concluíram que o sistema barra-clipe permitiu melhor distribuição de carga em todos os implantes em ambos os modelos; embora, o nível de tensão tenha sido moderado em todos os sistemas de fixação, o sistema slot-barra apresentou maior tensão. Além disso, menor tensão foi observada no sistema o-ring para ambos os modelos e a variação do número de implantes não teve efeito significativo nos valores de tensão em torno dos implantes.

Pereira et al. (2015) avaliaram as tensões induzidas por próteses mandibulares convencionais revestidas por meio de análise fotoelástica. Uma prótese dentária superior e três mandibulares foram desenvolvidas para os seguintes tratamentos: 1 - Prótese não revestida (controle), 2 - Prótese revestida com material à base de resina, e 3 - Prótese revestida com material à base de

silicone. A análise fotoelástica ocorreu com as próteses na posição de máxima intercuspidação, e os modelos fotoelásticos mandibulares foram carregados com 10 kgf (98 N). A prótese sem revestimento (controle) apresentou tensões ao longo do modelo, especialmente nos lados laterais anterior e esquerdo com menos tensões no lado direito. No lado lateral esquerdo, a base da prótese revestida com material à base de resina demonstrou tensões semelhantes às do controle; contudo, tensões menores ocorreram nas regiões pré-molar e retromolar. As bases de dentaduras revestidas com material à base de silicone mostraram diminuição das ordens de franja e distribuição homogênea de tensões induzidas. Ambas as dentaduras revestidas exibiram menores tensões quando comparadas com próteses sem revestimento. O material à base de silicone proporcionou distribuição mais homogênea de tensões.

3 PROPOSIÇÃO

O propósito neste estudo foi analisar as tensões induzidas por *overdentures* retidas por um implante com diferentes diâmetros de plataforma em modelos fotoelásticos mandibulares submetidas a carregamentos axiais de 10 e 30 kgf.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 *Delineamento do estudo*

Este estudo propôs-se a avaliar as tensões induzidas por overdentures mandibulares com sistema de retenção o'ring (anel ou bola) suportadas por um implante cone morse de 11mm de comprimento, tendo como variável o diâmetro da plataforma (3,5; 4 e 5 mm) dos implantes. Foram aplicadas cargas axiais com intensidades de 10 e 30 kgf simulando a força mastigatória entre prótese total maxilar e overdenture mandibular durante a mastigação. Um modelo mandibular e outro maxilar foram confeccionados com gesso especial tipo IV em moldes de silicone laboratorial, nos quais foram convencionalmente confeccionadas uma prótese total superior e três overdentures mandibulares, as quais induziram tensões nos modelos fotoelásticos.

4.2 *Confeção dos modelos e próteses*

O estudo avaliou as tensões induzidas por overdentures mandibulares com sistema de retenção o'ring Equator CM (Neodent, Curitiba, PR) suportadas por um implante Cone Morse (Titamax CM; Neodent), tendo como variável o diâmetro (3,5; 4 e 5 mm), com 11 mm de comprimento. Foram aplicadas cargas axiais com intensidades de 10 e 30 kfg simulando a oclusão entre próteses maxilar e mandibular. Um modelo maxilar e outro mandibular foram confeccionados com gesso especial tipo IV (Figura 1) em moldes de silicone laboratorial. Pela técnica convencional foram confeccionadas uma prótese total superior e três overdentures mandibulares, estas recebendo cargas oclusais que induziram tensões nos modelos fotoelásticos (Figuras 2 a 4).



Figura 1 – Modelos Superior e Inferior.



Figura 2 – Montagem dos modelos com planos de orientação em articulador semi-ajustável.



Figura 3 – Enceramento dos dentes artificiais.



Figura 4 – Próteses finalizadas.

Após a confecção das próteses totais, os modelos mandibulares foram separados aleatoriamente para a colocação dos análogos dos implantes, sendo eles: análogo de implante de 3,5 mm de diâmetro; análogo de implante de 4 mm de diâmetro; e análogo de implante de 5 mm de diâmetro.

Para padronizar a posição dos implantes foram confeccionadas guias de acrílico. As guias foram posicionadas no modelo de gesso orientadas por dois pontos referenciais demarcados na região posterior (trígono retromolar) e outro na linha média da mandíbula (Figura 5). As guias serviram para orientação das perfurações a serem feitas nos rebordos dos modelos de gesso, objetivando a colocação dos análogos.



Figura 5 – Guia de acrílico posicionada ao modelo, com os pontos referenciais demarcados.

Posicionadas as guias, perfurações foram feitas com broca de carbeto de tungstênio multilaminada esférica nº 2 (FGXL; Ad. Burs, Gloucester, UK) acoplada ao micromotor (LB100; Beltec, Araraquara, SP), com velocidade de 30.000 rpm. Para delimitar a profundidade da perfuração no modelo de gesso foi colocado um *stop* referencial na haste da broca. Em seguida, o diâmetro superior da perfuração foi ampliado para a colocação dos análogos nos modelos de gesso (Figura 6).



Figura 6 – Análogo posicionado no modelo de gesso.

Os análogos foram fixados ao modelo com gesso pela técnica de saturação com pincéis Tigre Nº 00, e posteriormente realizada a transferência para o modelo de resina fotoelástica. Para isso, os transferentes de moldagem para moldeira aberta foram fixados aos análogos, e acoplados ao delineador para verificação do paralelismo. Estando paralelos, foi realizada a moldagem de transferência.

Para moldagem foi utilizado silicone Silicone Master (Talmax), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. A massa foi vertida num recipiente de plástico (tupperware) e o modelo posicionado no centro. Após a reação de presa do material, o modelo de gesso foi removido e o implante posicionado no molde de silicone.

No molde de silicone foi confeccionado o modelo de resina fotoelástica (Araldite; Araltec Produtos Químicos, Guarulhos, SP) formulada à base de bisfenol A modificado com fluido reativo (Gy-279 BR) e endurecedor à base de amina cicloalifática (HY 2964), com constante óptica de 0,468 kgf/mm (Cariello, 2007). Para a eliminação de possíveis bolhas, o recipiente contendo a resina foi colocado numa câmara de pressão a 70 kgf/cm² por 5 minutos. Em seguida, o molde foi preenchido lentamente com a resina fotoelástica (Figura 7). Após a polimerização da resina fotoelástica (72 horas), os parafusos de fixação foram removidos dos transferentes e os modelos fotoelásticos foram retirados dos moldes. O aspecto do modelo obtido era translúcido e em condições apropriadas para análise fotoelástica.



Figura 7- Sequência do preenchimento do molde com resina fotoelástica.

4.3 Fotoelasticidade

4.3.1 Carregamento dos modelos no polariscópio circular

Foram aplicadas cargas axiais sobre o modelo superior contendo a prótese maxilar com intensidades de 10 e 30 kgf simulando a força mastigatória

entre próteses maxilar e *overdentures* mandibulares durante função (Pereira *et al.*, 2015). A configuração do polariscópio circular utilizada foi de campo escuro, ou seja, filtros polarizadores e analisadores com eixos cruzados, e retardadores de onda com eixos cruzados e posicionados a 45 graus do eixo do polarizador. Nessa configuração obtém-se luz polarizada circular e, se o modelo for posicionado sem carga, nenhuma intensidade de luz será observada no analisador. Quando o modelo foi carregado, a intensidade luminosa foi função da retardação relativa, ou seja, as únicas franjas presentes foram as isocromáticas. Esta configuração é importante para avaliar o gradiente de tensões no modelo, considerando a inexistência da superposição de franjas isoclínicas e que a configuração com luz polarizada plana determine a direção das tensões principais. Assim, o modelo fotoelástico funcionou como retardador de onda com a característica de que os eixos ópticos do modelo fossem coincidentes com as direções das tensões principais, devido ao efeito de birrefringência.

4.3.2 *Determinação das franjas isocromáticas*

As isocromáticas ocupam o lugar geométrico dos pontos de mesmo valor para a diferença entre as tensões principais. No polariscópio circular, esse parâmetro elimina o parâmetro das isoclínicas. Se a fonte de luz for monocromática, ou seja, com comprimento de onda, as isocromáticas aparecem como faixas escuras. Com luz branca, as isocromáticas foram faixas luminosas com diferentes colorações, conforme a ordem de franja.

As ordens de franja foram analisadas fotografando o modelo. Neste caso com luz branca, o espectro observado apresentou colorações típicas para as ordens de franja, conforme exemplo observado na Figura 8. No modelo fotoelástico, a diferença das tensões principais ($\sigma_1 - \sigma_2$) é determinada pela Lei óptica das tensões

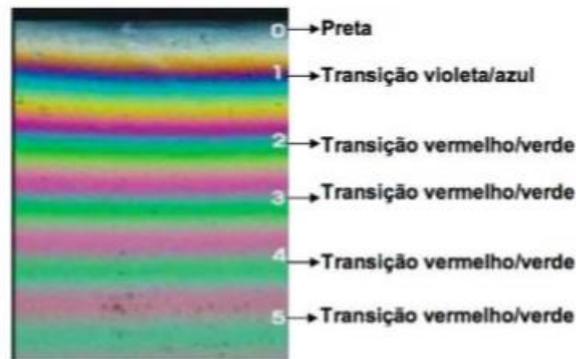


Figura 8 - Cores das ordens de franjas e suas transições. (Fonte: Bernardes SR. Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. 2004; 1 – 10, Uberlândia, MG).

Leitura das ordens de franjas

A análise fotoelástica foi feita pela técnica de transmissão plana, realizada com polariscópio circular (PTH-A-01/LPM-UFU-MG) (Figura 9). Para a realização da análise qualitativa das tensões induzidas no modelo fotoelástico mandibular, a prótese total mandibular foi posicionada em oclusão com a prótese maxilar. A carga vertical exercida pela prótese maxilar foi sempre na mesma posição, ou seja, no centro da superfície superior do modelo de gesso, com intensidades de 10 e 30 kgf.

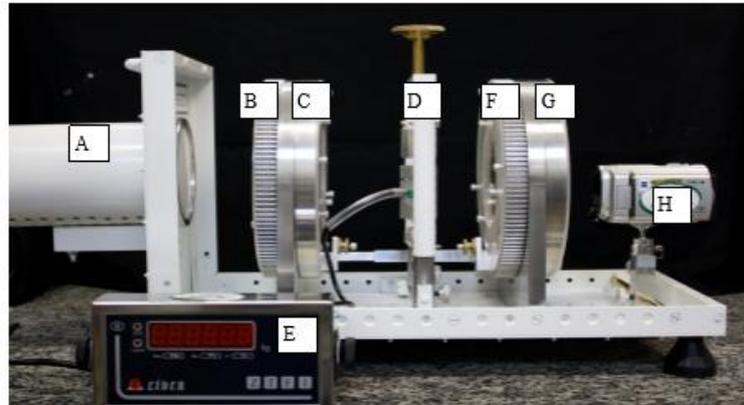


Figura 9 - Polariscópio circular de transmissão plana (FEMEC/UFU – FOP/UNICAMP): A - Fonte de luz branca; B - Polarizador; C - Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda (retardador); D - Célula de carga; E - Dispositivo de mensuração de carga; F - Filtro de $\frac{1}{4}$ de onda (retardador); G - Analisador e H - Câmera.

Registros fotográficos

Em cada etapa da metodologia foram obtidos registros fotográficos, ou seja, confecção dos modelos e análises fotoelásticas. A documentação fotográfica visou o detalhamento das etapas realizadas e possibilitou análises comprovatórias. Tomadas fotográficas realizadas em cada etapa das avaliações possibilitou diferenciar a distribuição de carga de acordo com o propósito pretendido neste trabalho.

5 RESULTADOS

Na Figura 10-A observa-se concentração de tensão no terço médio do lado esquerdo e borda esquerda do ápice do implante sob carga de 10 kgf. Na Figura 10-B nota-se que a tensão também se concentrou no lado direito do implante com carga de 30 kgf; porém, com menor intensidade.

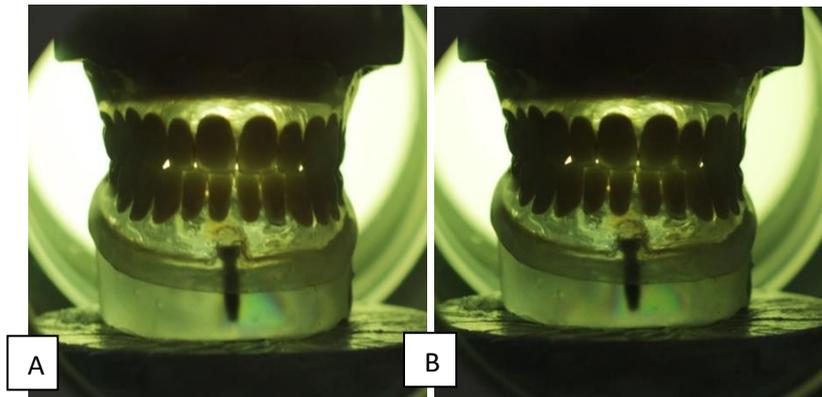


Figura 10 - Implante de 3,5 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento: A- carga de 10 kgf e B- 30 kgf.

Na Figura 11-A nota-se significante concentração de tensão no ápice e ao redor do implante, áreas adjacentes de ambos os lados do implante e borda do rebordo alveolar sob efeito da carga de 10 kgf. A Figura 11-B mostra significante decréscimo da intensidade de tensões ao redor do implante que se dissipou para regiões mais distante de ambos os lados do implante e borda do rebordo alveolar quando a carga foi de 30 kgf.

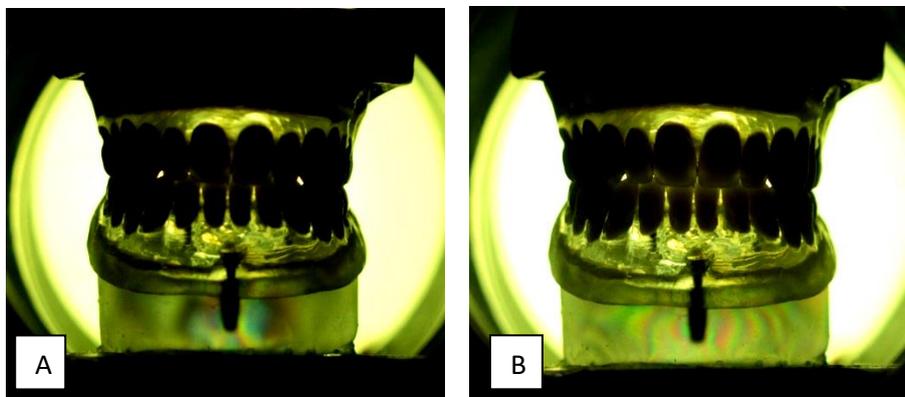


Figura 11 - Implante de 4,0 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento: A- carga de 10 kgf e B- 30 kgf.

Na Figura 12-A nota-se leve concentração de tensão no ápice e ao redor do implante quando a carga foi de 10 kgf. A Figura 12-B mostra aumento da intensidade de tensão no ápice, ao redor do implante e áreas adjacentes quando a carga foi de 30 kgf.

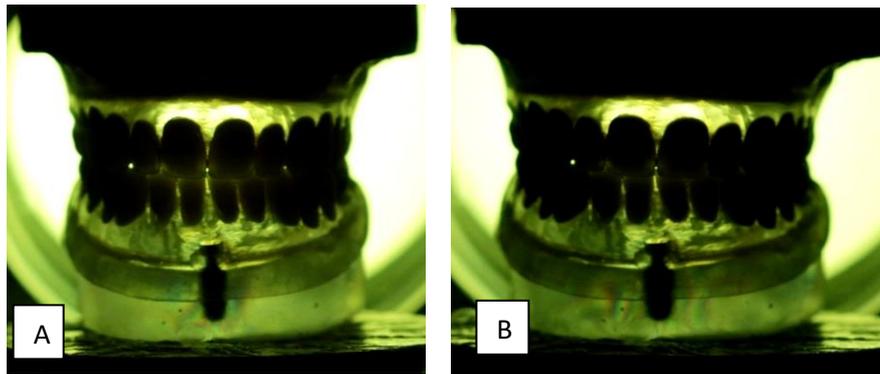


Figura 12 - Implante de 5,0 mm de diâmetro e 11 mm de comprimento: A- carga de 10 kgf e B- 30 kgf.

6 Discussão

Os resultados obtidos neste estudo experimental usando fotoelasticidade permitiram analisar o comportamento das tensões induzidas por overdentures mandibulares suportadas por um implante cone-morse único Titamax CM (Neodent, Curitiba, PR) com comprimento de 11 mm e diferentes diâmetros (3,5; 4 e 5 mm), quando submetidas à cargas oclusais (10 e 30 kgf) exercidas pela prótese convencional maxilar em máxima intercuspidação.

Tem sido alegado que a ancoragem da prótese total para mandíbula tipo overdenture com um implante na linha média promove melhor estabilidade e retenção (Wolfart et al., 2008), condição que favorece a função mastigatória e satisfação do paciente (Liddelow & Henry 2007; Wolfart et al., 2008; Liddelow & Henry, 2010). Portanto, este procedimento cirúrgico e protético de menor custo poderia ser recomendado para a reabilitação de pacientes usuários de prótese total mandibular convencional, considerando ser também modalidade de tratamento bem sucedida tanto em cirurgia de dois estágios (Liddelow & Henry 2007) como em carregamento imediato (Liddelow & Henry 2010) pois oferece resultados superiores de fonética e mastigação, quando comparados com a prótese convencional.

Analisando os resultados do presente estudo verificou-se que o aumento da carga oclusal simulada aumentava a área abrangida pela tensão gerada ao redor do implante e áreas adjacentes. No entanto, quando a carga de 10 kgf foi empregada a tensão se concentrou na maioria das situações ao redor do implante e, na carga para 30 kgf, a tensão distribuiu-se em direção do rebordo alveolar. Talvez esse resultado tenha ocorrido porque quando submetida à carga de 10 kgf, a intensidade do carregamento não teria sido suficiente para a base da prótese transferir o esforço para o rebordo alveolar, sobrecarregando a área ao redor do implante. Com o aumento do carregamento para 30 kgf (três vezes mais), a tensão foi distribuída para além do implante aliviando a tensão. Essa suposição parece ser razoável, considerando que o implante em overdentures tem como principal função reter a prótese, enquanto o suporte seria responsabilidade da associação resiliência da mucosa e crista do rebordo alveolar.

Neste estudo verificou-se também que, conforme o diâmetro do implante aumentava, a tensão induzida nas proximidades do rebordo alveolar diminuía; porém, permanecia concentrada no ápice e ao redor do implante. O estudo das

dimensões de três diferentes tipos de implantes mostrou que o aumento o diâmetro tinha efeito positivo sobre a estabilidade primária (Alsabeesha et al., 2011). Embora a estabilidade primária seja um fator importante nos procedimentos reabilitadores com implantes, observou-se neste estudo que diâmetros maiores podem concentrar maiores níveis de tensões ao redor do implante e, conseqüentemente por analogia, promover falhas na interface implante-osso.

Os resultados neste estudo mostraram que overdentures retidas por um implante localizado na linha média da mandíbula pode ser viável como tratamento reabilitador de pacientes desdentados totais. Este fato concorda com estudo prévio que verificou que este tipo de procedimento não causaria tensões prejudiciais ao osso peri-implantar (Liu et al., 2013), assim como por estudos clínicos que mostraram benefícios para pacientes desdentados com idade avançada (Wolfart et al., 2008; Harder et al., 2011).

Assim, os resultados neste estudo permitem melhor compreensão da localização e concentração das tensões induzidas por overdentures retidas por um implante; embora, estudos clínicos associados com outras análises in vitro são de grande importância para complementação posterior do assunto.

7 Conclusão

De acordo com a metodologia empregada foi possível concluir que:

- Implante com maior diâmetro (5 mm) concentra tensões ao redor de sua interface, transferindo menos as tensões para o rebordo alveolar;
- O aumento da carga aplicada proporcionou maior quantidade de tensão induzida e mais homogênea distribuição de tensão ao rebordo alveolar.

Referências*

Albrektsson T, Zarb GA. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993; 6(2): 95-105.

Alsabeeha N, Payne AG, De Silva RK, Swain MV. Mandibular single-implant *overdentures*: a review with surgical and prosthodontic perspectives of a novel approach. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(4): 356-65.

Alsabeeha NHM, Payne AGT, De Silva RK, Thomson WM. Mandibular single-implant *overdentures*: Preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2011; 22(3): 330–7.

Alvarez ED, Steohaecker TR. Equipamento de baixo custo para análise de tensões (Low cost equipment for stress analysis). *Revista de Física aplicada e Instrumentação.* 1998; 13(4): 86-91.

Araújo, CA. Módulo II: Fotoelasticidade de transmissão plana. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia, 2006. (Apostila) 58p.

Arlin M. Short dental implants as a treatment option: results from an observational study in a single private practice. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(5):769-76.

Assunção WG, Barão VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, Dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg.* 2009; 20(4): 1173-7.

Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res.* 2000; 79(9): 1659-63.

1

¹ De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do *International Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver*. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

- Awad MA, Lund JP, Shapiro SH, Locker D, Klemetti E, Chehade A. *et al.* Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant *overdentures* and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *Int J Prosthodont* 2003; 16(4): 390-6.
- Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2008; 100(6):422-31.
- Bellini D, Dos Santos MB, De Paula Prisco Da Cunha V, Marchini L. Patients' expectations and satisfaction of complete denture therapy and correlation with locus of control. *J Oral Rehabil.* 2009; 36(9):682-6.
- Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(5):781-9.
- Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol.* 1992;18(3):264-74.
- Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985.
- Brodsky JE, Caputo AA, Furtsman LL. Root typing: a photoelastic-histopatologic correlation. *Am J Orthod.* 1975; 67(1): 1-10.
- Buser D, Weber HP, Bragger U, Balsiger C. Tissue integration of one-stage ITI implants: 3-year results of a longitudinal study with Hollow-Cylinder and Hollow-Screw implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6(4): 405-12.
- Campos Júnior A, Passaneli E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I – Campo de aplicação. *Estomat Cult.* 1986;16(1):20-25.
- Caputo AA, Standle JP. *Biomechanics in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1987
- Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3- implant-retained mandibular *overdentures*. *J Prosthet Dent.* 2007; 97(4):229-35.

Celik G, Uludag B. Effect of the number of supporting implants on mandibular photoelastic models with different implant-retained *overdenture* designs. J Prosthodont. 2014; 23(5): 374-80.

Colussi CF, Freitas SFT. Aspectos epidemiológicos da saúde bucal do idoso no Brasil - Epidemiological aspects of oral health among the elderly in Brazil. Cad. Saúde Pública, Rio de Janeiro, 2002; 18(5): 1313-20.

Cruz ANL. Análise fotoelástica das estruturas de suporte e craniofaciais de portadores de prótese parcial removível superior, classe II de Kennedy, subclasse 1 [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2004.

Ding X, Zhu XH, Liao SH, Zhang XH, Chen H. Implant-bone interface stress distribution in immediately loaded implants of different diameters: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthodont. 2009; 18(5): 393-402.

Douglass CW, Shih A, Ostry L. Will there be a need for complete dentures in the United States in 2020? J Prosthet Dent. 2002; 87(1):5-8.

Doyle JF, Phillips JW. Manual on experimental stress analysis. 5th ed. New York: McGrawHill; 1978.

Felice P, Soardi E, Pellegrino G, Pistilli R, Marchetti C, Gessaroli M. et al. Treatment of the atrophic edentulous maxilla: short implants versus bone augmentation for placing longer implants. Five-month post-loading results of a pilot randomized controlled trial. Eur J oral Implantol 2011;4(3):191-202.

Fernandes OC. Uma contribuição ao estudo das tensões na raiz de dentes de engrenagens: determinação da influência do raio do filete utilizando a técnica fotoelástica [Dissertação de Mestrado]. São Carlos: Escola de Engenharia da UFSCar; 1971.

Fisher DW, Caputo AA, Shillingburg AT, Duncanson MG. Photoelastic analysis of inlay and onlay preparation. J Prosthet Dent. 1975; 33(1):47-53.

Gil C. Retentores em prótese parcial removível. São Paulo; 1999. [Caderno VIII do Curso de Graduação, Faculdade de Odontologia da USP].

Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970;41(1):30-5.

Harder S, Wolfart S, Egert C, Kern M. Three-year clinical outcome of single implant-retained mandibular overdentures-Results of preliminary prospective study. *J Dent.* 2011; 39(10): 656-661.

He W, Sengupta M, Velkoff V, Debarros KA. 65+ in the United States. 2005: US Census Bureau 2005. Disponível em: <https://www.census.gov/prod/2006pubs/p23-209.pdf>

Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2004;91(1):20-25.

Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained *overdentures*. *J Prosthetic Dent.* 1998; 80 (5): 559-64.

Laganá DC. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das 119 reações das estruturas de suporte [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 1992.

Liddel G, Henry P. A prospective study of early loaded single implant-retained mandibular overdentures: Preliminary one-year results. *Int J Dent.* 2007. doi:10.1155/2012/236409

Liddel G, Henry P. The immediately loaded single implant-retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. *Int J Prosthodont.* 2010; 23(1):13-21.

Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent.* 2013; 41(3):241-9.

Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda Nóbilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of overdentures on osseous-integrated implants. *J Craniofac Surg.* 2011; 22(6):2332-6

Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res*. 1955; 34(6):831-8.

Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Laganá DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: A photoelastic analysis. *J Prosthodont* .2007; 16(2): 117-22.

Mazaro JV, Filho HG, Vedovatto E, Pellizzer EP, Rezende MC, Zavanelli AC. Evaluation of stress patterns produced by implant-retained overdentures and implant-retained fixed partial denture. *J Craniofac Surg*. 2011;22(6): 2153-7.

Meijer HJ, Raghoobar GM, Batenburg RH, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20(7):722-8.

Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin Oral Implants Res* 2000; 11 (Suppl 1):108-25.

Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. Projeto SB Brasil 2010: condições de saúde bucal da população brasileira 2009-2010: resultados principais. Brasília: Ministério da Saúde; 2011. 68 p. Série C. Projetos, Programas e Relatórios. [Acesso em 2012 June 15]. Disponível em: http://dab.saude.gov.br/CNSB/sbbrasil/arquivos/projeto_sb2010_relatorio_final.pdf

Neldam CA, Pinholt EM. State of the art of short dental implants: a systematic review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2010;14(4):622-32.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of a cavity preparation. *J Dent Child*. 1949;16(4):24-8.

Oliveira SAG, Gomide HA. Fotoelasticidade plana – material e técnica. In: Anais CBECIMAT, 1990, Águas de São Pedro, São Paulo; 1990. p.608-14.

Pellizzer, Eduardo Piza et al. Implantes curtos do tipo cone-Morse: proporção coroa-implante. *Rev Cirurg Traumatol Buco-Maxilo-Facial*. 2013;13(3):79-86. Disponível em: <<http://hdl.handle.net/11449/133273>>.

Pereira IP, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Photoelastic analysis of stresses transmitted by complete dentures lined with hard or soft liners. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2015;55:181-6.

Romero GG, Engelmeier R, Powers JM, Canterbury AA. Accuracy of three corrective techniques for implant bar fabrication. *J Prosthet Dent.* 2000; 84(6): 602-7.

Roos J, Sennerby L, Lekholm U, Jemt T, Grondahl K, Albrektsson T. A qualitative and quantitative method for evaluating implant success: a 5-year retrospective analysis of the Branemark implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12(4): 504-14.

Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2001; 86(5): 468-73.

Schiavon, J. Aplicação da técnica da fotoelasticidade na análise de fundações por estacas helicoidais. 2010. Dissertação (Mestrado em geotécnica) - Universidade de São Paulo, São Carlos, 2010.

Schneider GB, Synan WJ. Use of a single implant to retain a mandibular complete overdenture on the compromised atrophic alveolar ridge: a case report. *Spec Care Dentist.* 2011;31(4):138-42.

Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent.* 1983; 49(6): 843-8.

Smith DE, Zarb GA. Criteria for success of osseointegrated endosseous implants. *J Prosthet Dent.* 1989;62(5): 567-72.

Tawil G., Aboujaoude N., Younan R. Influence of prosthetic parameters on the survival and complication rates os short implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2): 275-82.

Thayer HH, Caputo AA. Photoelastic analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent.* 1980; 43(6): 611-7.

Thomason JM, Kelly SA, Bendkowski A, Ellis JS. Two implant retained overdentures- a review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent.* 2012; 40(1):22-34.

Vahidi F. Vertical displacement of distal-extension ridges by different impression techniques. *J Prosthet Dent.* 1978;40(4): 374-377.

van Waas MA. Determinants of dissatisfaction with dentures: a multiple regression analysis. *J Prosthet Dent.* 1990; 569-72

Vogel RC. Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *Compend Contin Educ Dent.* 2008; 29(5): 270-6.

Walton JN, Glick N, Macentee MI. A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or two implants. *Int J Prosthodont.* 2009; 22 (4): 331-9.

Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(2):209-18.

Wolfart S, Braasch K, Brunzel S, Kern M. The central single implant in the edentulous mandible: improvement of function and quality of life. A report of 2 cases. *Quintessence Int.* 2008;39(7): 541-8.