ANA CAROLINA CRUZ LAGANÁ

**Análise fotoelástica da distribuição das tensões ocorridas no tecido ósseo,
ao redor de cinco diferentes desenhos de implantes, quando submetidos ao
carregamento axial**

São Paulo

2011

ANA CAROLINA CRUZ LAGANÁ

**Análise fotoelástica da distribuição das tensões ocorridas no tecido ósseo , ao
redor de cinco diferentes desenhos de implantes, quando submetidos ao
carregamento axial**

Versão Original

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obter o título de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas.

Área de Concentração: Prótese Dentária.

Orientador: Prof. Dr Pedro Tortamano Neto

São Paulo

2011

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

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Laganá, Ana Carolina Cruz

Análise fotoelástica da distribuição das tensões ocorridas no tecido ósseo, ao redor de cinco diferentes desenhos de implantes, quando submetidos ao carregamento axial [versão original] / Ana Carolina Cruz Laganá; orientador Pedro Tortamano Neto. -- São Paulo, 2011.

88p. : fig.; 30 cm.

Dissertação -- Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas. Área de Concentração: Prótese Dentária. -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Implantes dentários – Desenhos de implantes – Tensão dos materiais. 2. Prótese dentária. I. Tortamano Neto, Pedro. II. Título.

Laganá ACC. Análise fotoelástica da distribuição das tensões ocorridas no tecido ósseo, ao redor de cinco diferentes desenhos de implantes, quando submetidos ao carregamento axial. Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas. Versão Original.

Aprovado em: / /2011

Banca Examinadora

Prof(a).Dr(a)._____Instituição:_____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a)._____Instituição:_____

Julgamento: _____Assinatura: _____

Prof(a).Dr(a)._____Instituição:_____

Julgamento: _____Assinatura: _____

À minha mãe, a qual eu admiro, não só como profissional, mas também como mãe, sempre mostrando á mim e as minhas irmãs os verdadeiros valores.

Ao meu filho André, mesmo criança, sempre fez com que eu pudesse acreditar na minha capacidade de enfrentar momentos difíceis, passados neste período.

Ao meu marido José, o qual foi capaz de enfrentar com paciência os momentos difíceis enfrentados neste período.

Ao meu orientador Prof Dr Pedro Tortamano Neto, grande como ser humano e profissional, um líder, que foi capaz de me fazer acreditar na minha capacidade de realização deste trabalho. Não exitou em me apoiar neste momento de grandes realizações.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo pela possibilidade da minha formação no Curso de Pós Graduação;

À Professora Dra. Marina Helena C. G. de Magalhães, Presidente da Comissão de Pós Graduação da FOU SP;

Ao Coordenador do Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas da FOU SP, Professor Dr. Marcelo José Strazzeri Bönecker, pela condução do curso;

Ao Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, na pessoa da Professora Dra. Tomie Toyota de Campos, Chefe do Departamento, pela oportunidade de desenvolver o curso de Mestrado em Ciências Odontológicas e pelo apoio com materiais e equipamentos para a realização da pesquisa;

À Coordenadora de Área de Concentração em Prótese Dentária, Professora Dra. Dalva Cruz Laganá, pela condução do curso no Departamento;

Ao Laboratório Júlio pelo apoio, com a doação dos materiais e realização dos trabalhos protéticos, essenciais na realização deste trabalho.

Aos Professores, Funcionários e Colegas da Pós Graduação do Departamento de Prótese pela oportunidade do convívio, que muito contribuíram para a realização do meu trabalho.

Ao Professor Dr. Bruno Costa, pelas sugestões essenciais compartilhadas durante a realização do trabalho.

Às Bibliotecárias e aos funcionários da Biblioteca pela valiosa colaboração com as pesquisas e a formatação do texto.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Às minhas irmãs, cunhados e cunhada, pelo apoio no convívio diário.

As minhas queridas amigas, Vanessa, Alessandra, Marina, Ana Gabriela e Priscila. Apesar de serem poucas são de grande valor, cada uma com sua peculiaridade especial, capazes de tornarem momentos difíceis em uma grande diversão.

Ao meu amigo André Felipe Abrão, ao seu apoio na minha vida pessoal.

Ao meu amigo Alênio, o qual é um dos grandes responsáveis pela minha vida profissional. Sempre disposto a ajudar, com palavras de incentivo e conforto.

Ao meu amigo Tiago Froes, colega de mestrado, momentos de dificuldades e realizações compartilhadas.

Aos professores, Dra. Ana Cristina Perasso Guariglia e Dr. José Virgílio de Paula Eduardo, pessoas incentivadoras das minhas atividades clínicas, com os quais pude compartilhar momentos agradáveis de aprendizado.

As minhas funcionárias Patrícia, Isabel e Fabiana, devido ao apoio concedido, cuidando do meu filho, do meu consultório e gerenciando minha vida pessoal e profissional.

A funcionária Maria Cristina Falcão Curci Puraca, que teve uma participação especial e indispensável na realização deste trabalho.

A Josana Ferreira Dias, ao apoio na minha vida profissional, mostrando-se disposta a ajudar nos momentos importantes da clínica diária

Aos funcionários do CETAO, uma Instituição onde fui capaz de adquirir grandes amigos.

RESUMO

Laganá ACC. Análise fotoelástica da distribuição das tensões ocorridas no tecido ósseo, ao redor de cinco diferentes desenhos de implantes, quando submetidos ao carregamento axial. [dissertação].São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia; 2011. Versão Original.

O desenho do implante é um fator de grande relevância na distribuição das tensões geradas nos tecidos perimplantares. A proposição deste estudo foi avaliar a distribuição das tensões de cinco diferentes desenhos de implantes, quando submetidos a carregamentos axiais uniformemente distribuídos. Foram confeccionadas cinco mandíbulas fotoelásticas, nas quais estavam inseridas os implantes utilizados nesta pesquisa **Tappered Effect (TE 4.1X12mm-** Straumann Dental Implant System), **Bone Level (BL 4.1X12mm-** Straumann Dental Implant System), **Regular Neck Standard Plus (RNSP 4.1X12mm-** Straumann Dental Implant System), **Ankylos (AK 4.5X11mm-** Dentsply Ind e Com Ltda) , **Branemark MKIII (MKIII 3.75mmX11.5mm-** Nobel Biocare AB). Estas mandíbulas foram posicionadas no crânio fotoelástico, e cargas axiais, uniformemente distribuídas de 2,3 e 4 bars foram aplicadas. Dos cinco implantes utilizados, o **BL** e o **AK** apresentam plataforma reduzida e formato cilíndrico, o **TE** apresenta o formato cônico , **RNSP** e **MKIII** formato cilíndrico, sendo que estes apresentam plataforma regulares. Os resultados obtidos mostram que ambos os implantes, apresentaram tensões na região onde se localizam as roscas dos implantes. Os implantes **BL** e **AK**, ficaram livres de tensões na região cervical. O implante **MKIII** foi o que apresentou maiores tensões na região apical, e ao longo do implante não foram observadas tensões dissipadas. O implante **RNSP** apresentou maiores tensões na região do pescoço do implante. O **TE** apresentou tensões bem distribuídas ao longo do implante, mas não houve isenção de tensões na região do pescoço. Concluímos que implantes que apresentam plataformas reduzidas (**AK** e **BL**) geram tensões distantes da região cervical. Apesar dos implantes **TE** e **RNSP** apresentarem plataformas de mesma dimensão, o **RNSP** apresentou maiores tensões na região da plataforma, podendo concluir que implantes de formatos cônicos distribuem de maneira favorável as tensões. O **MKIII** apresentou maiores tensões na região apical.

Palavras chave: Implantes dentários. Desenhos de implantes. Plataforma reduzida. Distribuição de tensões.

ABSTRACT

Laganá ACC. Photoelastic analysis of stress distributions occurring around the bone tissue of five different designs of implants when subjected to axial loading. [dissertation]. São Paulo: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia, 2011. Versão Original.

The design of the implant is a highly relevant factor in the distribution of stresses generated in the peri-implant tissues. The proposition of this study was to evaluate the stress distribution of five different designs of implants, when subjected to axial loads uniformly distributed. Were prepared five photoelastic jaws, in which the implants used in this research were inserted: Tapered Effect (TE-4.1X12mm Straumann Dental Implant System), Bone Level (BL-4.1X12mm Straumann Dental Implant System), Regular Neck Standard Plus (RNSP 4.1X12mm- Straumann Dental Implant System) Ankylos (AK-4.5X11mm Dentsply Ind e Com Ltda), Branemark MKIII (3.75mmX11.5mm MKIII, Nobel Biocare AB). The mandibles were positioned on the photoelastic skull, and axial loads, uniformly distributed in 2.3 and 4 bars were applied. Among the five implants used, the BL and AK have reduced platform and cylindrical, the TE has conical shape, and MKIII RNSP cylindrical shape, and these have regular platform. The results show that both implants showed tensions in the region where we find the threads of the implants. Implants BL and AK, were free of cervical tension. The MKIII implant showed the highest stresses in the apical region and along the implant there were no tensions dissipated. The implant RNSP showed greater tension in the neck of the implant. The TE showed tensions well distributed over the implant, but there was no relief of tension in the neck. We conclude that implants that have reduced platform (AK and BL) create tension distant from the cervical region. Despite RNSP TE implants have the same dimension platforms, the RNSP showed higher stress in the region of the platform, and may conclude that implants conical distribute favorably tensions. The MKIII showed higher stress in the apical region.

Key words: dental implant, platform switching, implant design, tension distribution, load.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AK	Implante Ankylos
BL	Implante Bone Level
HE	Implante Hexágono Externo
RAAQ	Resina acrílica quimicamente ativada
RNSP	Implante Regular Neck Standard Plus
TE	Implante Tappered Efect

LISTA DE SÍMBOLOS

N	Newton
°C	graus Celsius

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
3 PROPOSIÇÃO	26
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	27
5 RESULTADOS	59
6 DISCUSSÃO	73
7 CONCLUSÕES.....	81
REFERÊNCIAS.....	82

1 INTRODUÇÃO

O avanço tecnológico ocorrido na área da implantodontia nos últimos 20 anos possibilitou a criação e desenvolvimento de diversos desenhos para os implantes, que estão relacionados não só à largura e altura do seu corpo, como, também, com a inclinação e formato das suas roscas.

O formato dos implantes tem sido aperfeiçoado constantemente, modificando-se a sua macro-estrutura, uma das responsáveis pela distribuição das tensões, não apenas no osso trabeculado, mas, principalmente, na região de osso cortical, que corresponde à crista óssea (Guan et al., 2010; Cruz et al., 2003), região de grande preocupação na odontologia moderna, devido a questão estética (Hall et al., 2007).

A distribuição das tensões é um aspecto de grande importância tanto para a indicação do tipo de desenho e diâmetro do implante (Akça; Cehreli, 2008), como para os casos que apresentam determinadas limitações, como baixa densidade óssea.

Atualmente, observa-se grande tendência para a utilização de implantes com o diâmetro do componente protético reduzido em relação ao diâmetro do implante, em inglês, denominado “platform switching”, pois, acredita-se, que esta redução levaria a uma melhor manutenção do tecido ósseo periimplantar (Canay; Akça, 2009) e, menor concentração de tensões na crista óssea (Pellizzer et al., 2010). Por outro lado, Wan et al. (2009), concluíram que, a “platform switching” apresenta maior concentração das tensões na região do colar do implante, sendo uma condição desfavorável para a manutenção do tecido ósseo na região da crista.

Uma das maiores preocupações da implantodontia no momento atual é a redução das tensões na crista óssea, ao redor do pescoço do implante, o que permitiria maior estabilidade dos tecidos periimplantares.

Outros fatores que estão diretamente relacionados à melhor distribuição das tensões no tecido ósseo é a densidade óssea, na qual os implantes serão instalados e, a direção da incidência da carga (Shen et al., 2010), a qual é o parâmetro de

maior relevância para Guan et al. (2010). Ao aplicar cargas de 45° no sentido vestibulo-lingual, Ding et al. (2009), observou maior concentração de tensões na região vestibular e, com o aumento do diâmetro dos implantes, estas foram reduzidas significativamente.

Como se observa pela revista da literatura, a íntima relação existente entre os fatores, desenho do implante e distribuição de tensões, é ainda motivo de preocupação entre os pesquisadores, Assim, foi o objetivo desta pesquisa, avaliar, por meio do método fotoelástico, o comportamento das tensões geradas no tecido ósseo e periimplantar, oriundas de cargas aplicadas axialmente sobre diferentes desenhos de implantes.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Desenho dos Implantes e Conexões Protéticas

Um desenho de implante favorável pode compensar o risco de cargas oclusais excessivas, densidades ósseas ruins, posição, tamanho ou número de implantes ideais (Misch, 2009). O desenho dos implantes são relevantes para o planejamento inicial dos casos, para o processo de osseointegração e para a manutenção do mesmo.

Esta distribuição esta relacionada com alguns fatores como: densidade óssea a qual os implantes serão instalados, formato dos implantes e a macro-estrutura das suas roscas.

A densidade óssea é um fator muito relatado nos estudos relacionados a distribuição das tensões no tecido ósseo (Ichikawa et al., 1997; Akça et al., 2008; Lin et al., 2008), onde Akça et al. (2008) afirmam ser este um dos aspectos de maior relevância. Sabe-se que as maiores concentrações de tensões se localizam no osso cortical (Deines et al., 1993; White et al., 1994; Ichikawa et al., 1997; Cruz et al., 2003; Assunção et al., 2009; Ding et al., 2009) e também, na interface do osso cortical e trabecular (Akça et al., 2008; Baggi et al., 2008), independentemente da densidade óssea que o osso trabecular apresente.

Em osso tipo I II e III observa-se que as maiores tensões se concentram no osso cortical, enquanto no osso tipo IV, isto é, um tecido mais trabecular, as tensões se distribuem mais amplamente (Ichikawa et al., 1997).

Para Faegh e Muftu (2010), as três regiões de maiores concentrações de tensões são: o osso cortical, que envolve a plataforma do implante, na região apical do osso trabecular, além do limite osso cortical e osso trabecular.

Para Misch (2009), quanto maior o diâmetro da plataforma, maior a área de superfície de contato osso implante, a qual reduzirá as tensões na região de crista óssea, aumentando também a resistência do corpo do implante.

Defini-se por plataforma de um implante, a região trans-óssea a qual se estende a partir do corpo de implante (Misch., 2009).

A densidade óssea pode variar entre as regiões, a maxila por exemplo, é uma região com pouca densidade óssea, acarretando uma maior perda de implantes (Glauser et al., 2001).

A distribuição das tensões é um aspecto de grande importância tanto para a indicação do tipo de desenho diâmetro do implante (Akça; Cehreli, 2008), como para os casos que apresentem determinadas limitações como a baixa densidade óssea.

Concordando Tada et al. (2003), por meio de estudos com elemento finito, onde foram simulados diferentes densidades ósseas e diferentes formatos (screw e cilíndrico) e alturas (9.2, 10.8, 12.4, e 14.0 mm) de implantes, que o desenho dos implantes só se fazem importantes quando a densidade óssea apresentada é insatisfatória, e concordam também que quando a densidade óssea não se faz crítica, os implantes de formato cilíndricos são viáveis.

Há muito tempo o formato dos implantes têm sido aperfeiçoados, modificando-se a sua macro-estrutura, uma das responsáveis pela distribuição das tensões, não apenas no osso trabeculado, mas, principalmente, na região de osso cortical, que corresponde à crista óssea (Guan et al., 2010; Cruz et al., 2003), região de grande preocupação na odontologia moderna, devido a questão estética (Hall et al., 2007).

Quanto a questão estética, Hanggi et al. (2005), avaliaram implantes Straumann que possuíam o mesmo formato, modificando apenas a altura do seu pescoço, concluindo que a redução da altura do pescoço de 2.8mm para 1.8mm não alterou os resultados em relação a perda óssea na região da crista, mas que com a diminuição da altura do pescoço, há menor risco de prejuízos estéticos que poderiam ser causados pela exposição do pescoço.

A responsabilidade dos diferentes desenhos e diâmetro dos implantes, como também, o formato, altura e posicionamento das suas roscas (White et al., 1994; Tu et al., 2010), vêm contribuir para a melhora e manutenção destes fatores.

Faegh e Muftu 2010, em seus estudos de elemento finito, compararam diferentes dimensões e rosca do implante. O implante foi dividido em partes, sendo elas: altura (L_c) e divergência do colar (θ_c), altura (L_{b1}) e diâmetro (D) do corpo 1, altura (L_{b2}) e ângulo (θ_{b2}) do corpo 2. Diferentes parâmetros de roscas também foram avaliadas, sendo elas: inclinação, distância entre as roscas e sua profundidade das mesmas, além do formato. Concluíram que os parâmetros que mais influenciam na distribuição das tensões no tecido ósseo são: a inclinação e comprimento do colar do implante, como também o diâmetro. Aumentando a divergência (positivamente) e o comprimento do colar e o diâmetro do implante, observa-se a diminuição da magnitude das tensões (Figura 2.1).

Figura 2.1 – Partes do implante (copiada Faegh e Muftu, 2010).

Cruz et al. (2003), compararam três desenhos de implantes, sendo eles: cilíndricos, cônico e formato cuneiforme. Concluíram que o de formato cuneiforme apresentou condições mais favoráveis em relação à distribuição de tensões na região de crista óssea.

Cruz et al. (2003), ainda acrescentam que, o formato do implante e principalmente do seu pescoço, influenciam essa melhor distribuição.

A influência da variação do comprimento e o diâmetro dos implantes, na distribuição das tensões transmitidas ao osso, é estudada em vários trabalhos (White et al., 1994; Brink et al., 2007; Anitua et al., 2010; Tu et al., 2010), onde concorda-se, que muitas vezes, a mudança do comprimento do implante não faz com que haja uma melhora significativa na distribuição das tensões, principalmente, naquelas que ocorrem na crista óssea (Ding et al., 2008). Outros defendem, a utilização de implantes de maiores diâmetros (Brink et al., 2007; Georgiopoulou et al., 2007; Anitua et al., 2010), pois, observa-se, uma maior área de contato ósseo (Huang et al., 2007), e uma menor concentração de tensões. A possibilidade de se utilizar implantes de maiores diâmetros, requer maior atenção na triagem dos casos. Cocchetto et al. (2010), utilizaram implantes com maiores diâmetros, porém, por meio de tomografias, selecionou os pacientes que apresentaram espessura óssea de 8mm no sentido buco-lingual, para a instalação de implantes com plataforma de 5.8mm de diâmetro. Neste estudo os pacientes tiveram um acompanhamento radiográfico de 18 meses desde a instalação dos implantes. Concluíram que, devido a esta maior plataforma, houve uma melhor preservação do tecido periimplantar.

Ding et al. (2009) e Qian et al. (2009), compararam implantes de diferentes diâmetros, sendo eles de 3.3 e 4.1mm, submetidos às mesmas cargas oblíquas. A mudança de diâmetro, foi relevante; assim, indica-se o aumento do diâmetro para melhorar a distribuição das tensões.

Apesar da vantagem da utilização de implantes de maiores diâmetros e com plataformas divergentes ou amplas, deve-se salientar, a importância do osso remanescente ao redor dos implantes para que as cargas sejam melhor distribuídas (Rahimi et al., 2009).

Outra proposta sugerida por alguns autores (Shin et al., 2006; Rahimi et al., 2009), para melhorar a distribuição das tensões transmitidas ao osso na região cervical pelos implantes, é o emprego de roscas de diâmetro fino na porção coronal dos implantes.

Ainda segundo Ding et al. (2008), Anitua et al. (2010), Pellizzer et al. (2010), Tu et al. (2010), a melhora na distribuição das tensões, estão diretamente relacionadas ao diâmetro dos implantes, principalmente no osso cortical, devido ao aumento da área de contato entre o osso e o implante (Shen et al., 2010). Outros autores (White et al., 1994; Ding et al., 2008; Guan et al., 2009; Tu et al., 2010), defendem que a altura dos implantes também interfere na distribuição das tensões, principalmente em osso tipo III e IV (Tada et al., 2003).

Outros estudos, que analisaram, não a geometria dos implantes, mas sim a sua distribuição nos arcos, verificaram, não haver alterações significativas, com relação a concentração de tensões, quando estes estivessem instalados de forma retilínea e de forma angulada (Itoh et al., 2004; Cruz et al., 2009; Nishioka et al., 2009).

Já Ueda et al., em 2004, estudaram a instalação de implantes de forma retilínea ou paralela e concluíram que, quando os implantes se dispunham paralelamente, as tensões maiores ocorriam no implante central, ao passo que quando implantes apresentavam angulações entre si, a diminuição das tensões nos implantes angulados era notória.

Yu et al. (2009) avaliaram, por meio de estudos com elemento finito, a relação existente entre o diâmetro da crista óssea alveolar e o diâmetro do implante. Foram utilizados implantes ITI, com altura de 10mm, e diâmetros variáveis, 3.3mm, 4.1mm e 4.8mm; outra variável analisada foi a espessura da região da crista óssea alveolar, sendo as seguintes: 5,6,7 e 8mm para os implantes de 3.3mm; 6,7,8 e 9mm para os implantes de 4.1mm e 7,8,9 e 10mm para os implantes de 4.8mm. Cargas de 100 N á 30° ao longo eixo do implante. Concluíram que para reduzir a concentração das tensões na crista óssea, deve ser utilizado um implante com diâmetro cuja a dimensão seja menor que a metade da largura da crista.

Outro estudo que utilizou a metodologia de elemento finito (Baggi et al., 2008) comprova a redução das tensões na região da crista óssea quando implantes de plataforma reduzida “platform switching” foram utilizados (Maeda et al., 2007; Baggi et al., 2008; Pellizzer et al., 2010), mas observa-se sobrecarga na região do pilar protético (Maeda et al., 2007).

Mas para Pessoa et al. (2010), a utilização de implantes de “platform switching” ao serem comparados à plataformas convencionais, não apresentam diferenças relevantes, mesmo quando cargas oblíquas foram aplicadas.

A utilização de “platform switching” com implantes de maiores diâmetros, mostrou ser uma união de muita relevância, os quais foram diretamente relacionados com a manutenção da crista óssea e, conseqüentemente, de todo tecido periimplantar (Cocchetto et al., 2010).

Outro aspecto modificador das tensões no tecido ósseo, é o formato, inclinação e comprimento das roscas apresentada pelos implantes. As variações e seus efeitos são amplamente discutidas (Schenk; Buser, 1998; Romanos; Nentwig, 2000).

Schenk e Buser (1998), observaram que as roscas apresentam um papel importante na transmissão de cargas ao redor do tecido ósseo e observam também que este aspecto não é muito bem compreendido. Por meio de estudos histológicos, observaram que a remodelação óssea ocorria na extremidade das roscas, fenômeno esse observado principalmente no osso trabecular.

Romanos e Nentwig (2000), observaram uma taxa de sucesso, dos implantes Ankylos, na substituição de molares unitários, superior (96,5%) aos resultados encontrados na literatura. Os autores atribuíram esta diferença de comportamento ao tipo de rosca que estes implantes apresentam.

Outro estudo de Steingenga et al. (2004), comparou diferentes desenhos de roscas, e concluíram que a rosca quadrada apresenta maior contato ósseo, e transformam as tensões em compressão, além de diminuir as tensões na interface do implante, quando comparada as roscas em V e a “Buttress”.

Para Misch e Bidez (1999), o formato das roscas está diretamente relacionada ao cisalhamento, sendo o tecido ósseo 65% mais fracos quando submetidos a esse tipo de força. Concluíam também que as roscas em V com inclinação de 30° provocam força de cisalhamento dez vezes maior que a rosca quadrada. A redução da força de cisalhamento é de grande importância pois, fornece maior carga compressiva, o que contribui positivamente para a utilização de

implantes curtos, locais de baixa densidade óssea ou em áreas de maior magnitude de cargas oclusais.

Além da participação dos implantes na distribuição das tensões no tecido periimplantar, a parte que cabe às próteses, também tem sido orientada pelos estudos. Alguns fatores foram observados focando a participação do tipo de prótese, do material utilizado (Suedam et al., 2009), da adaptação das mesmas (Binon et al., 1994; Millington; Leung 1995; Markarian et al., 2007), tipo de conexão (Cehrieli et al., 2004; Bernardes et al., 2007; Canay; Akça 2009; Nishioka et al., 2009), da altura e diâmetro dos componentes (Suedam et al., 2009).

Frente as condições de oferta óssea desfavorável, algumas vezes, os profissionais se vêm obrigados a instalar implantes em posição não favorável do ponto de vista protético, tendo que utilizar posteriormente, componentes angulados para compensar o posicionamento errôneo dos implantes. Estudos comprovam que pilares angulados apresentam aumento das tensões na parte coronal, sendo estas medições comprovadas por meio do método fotoelástico e medições das tensões (Brosh et al., 1998).

White et al. (1994), que avaliaram, por meio da técnica da fotoelasticidade, 5 implantes com próteses do tipo Branemark, com cargas aplicadas na região dos implantes e na região do extremo livre; concluíram que as cargas excessivas geram maiores perdas ósseas na região da crista.

Huang et al. (2005), realizou um trabalho, que tinha por objetivo a análise por elemento finito, das tensões geradas na região da crista óssea, quando utilizados diferente diâmetro e disposição dos implantes, e também a união ou não das próteses. Foram criados dois modelos mandibulares, os quais os implantes estariam posicionados na região de 2° pré-molar e na região de 1° molar. Foram utilizados implantes, de formato cilíndricos *IMZ* (Friadent- Germany), que possuíam as seguintes dimensões: Standard 3,75X12mm e WN de 5X12mm. Estes implantes foram dispostos nos modelos mandibulares de duas formas: modelo 1- região de pré-molar- Standard e na região do 1° molar utilizou-se de dois implantes Standard. O modelo 2- região de pré-molar utilizou um standard e na região de molar utilizou um implante WN. As próteses utilizadas foram esplintadas e não esplintadas.

Concluiu-se que a utilização de 1 implante WN na região de 1° molar ou dois implantes RN na mesma região, não mostraram diferenças relevantes quanto a distribuição de tensões na região da crista óssea; a splintage das próteses mostrou-se relevante apenas quando há diferenças de resistência na região óssea, a qual o implante foi instalado.

Outros estudos comprovam que a distribuição das tensões não é alterada segundo tipo de conexão protética, principalmente quando o torque correto é aplicado (Bernardes et al., 2007).

Outro fator de grande relevância é a direção e grandeza das cargas oclusais (Deines et al., 1993; Itoh et al., 2004; Ding et al., 2008; Canay; Akça 2009; Ding et al., 2009; Qian et al., 2009; Guan et al., 2010, Pellizzer et al., 2010) às quais os implantes são submetidos. Quando estas se mostram excessivas, a perda óssea, principalmente na região cervical, é evidenciada (White et al., 1994). Para alguns autores estas cargas são tidas como sendo o aspecto mais relevante entre todos os outros (Guan et al., 2010), pois, cargas oblíquas geram maiores tensões (Qian et al., 2009) independente do formato dos implantes utilizados (Canay; Akça, 2009).

2.2 Análise Fotoelástica

Em 1949, Noonam utilizou-se uma metodologia para investigação científica, a fotoelasticidade, que propiciou a realização de uma análise qualitativa das tensões no interior de estruturas homogêneas.

A fotoelasticidade é um método que possibilita a visualização conjunta e direta das tensões internas dos corpos, permitindo que essas tensões sejam medidas e fotografadas. Diferente dos demais métodos analíticos de igual propósito, não exige gráficos ou esquemas de distribuição de forças construídos a partir de dados numéricos. O fenômeno da fotoelasticidade manifesta-se pelo surgimento de faixas coloridas no interior de materiais transparentes, submetidos a esforços

externos e iluminados por luz polarizada. Essas faixas coloridas correspondem às áreas de concentração de tensões, - como ensinaram Campos et al. (1986), em um estudo sobre aplicação dessa metodologia na prática odontológica.

Caputo e Standlle (1987), consideraram que os modelos com fidelidade geométrica, executados e analisados pelo método fotoelástico, como sendo uma técnica quase-tridimensional. Ela não impõe a restrição da distribuição de tensões em um plano, o que pode ser interpretado como uma limitação; em contrapartida, oferece a vantagem de uma boa fidelidade geométrica, somada à possibilidade da aplicação de múltiplos sistemas de forças complexas em várias localidades dos modelos. A principal desvantagem da técnica *quase tridimensional* reside na impossibilidade de se obter a verdadeira distribuição das tensões, em três dimensões, no interior do modelo fotoelástico.

O emprego da fotoelasticidade em Odontologia vem crescendo desde que Glickman et al. (1970), decidiram experimentá-la na análise da distribuição de tensões no periodonto de sustentação. O trabalho elaborado por esses autores representou um passo decisivo para a validação da fotoelasticidade como metodologia de pesquisa na área odontológica. Nesse trabalho, eles estudaram as tensões internas no periodonto de sustentação, antes e após a contenção de dentes, com um pântico intercalado. Para comprovar a validade do método, compararam a situação analisada com cortes histológicos de dentes em condições similares, nos quais se visualizava a destruição óssea angular na mesma localização em que se processou a tensão interna compressiva no modelo experimental fotoelástico.

Fisher et al. (1975), também estudaram a fotoelasticidade e assinalaram como um ponto bastante favorável desse método, a possibilidade de se analisar a distribuição das tensões em corpos com morfologia complexa, nos quais os métodos analíticos puramente matemáticos, tais como o método do elemento finito, por exemplo, são de difícil aplicação ou mesmo impraticáveis.

A metodologia fotoelástica revestiu-se de credibilidade ainda maior após uma pesquisa conduzida por Brodsky et al. (1975). Nessa pesquisa, voltada para a movimentação ortodôntica das raízes dentais, os autores compararam os achados obtidos com a aplicação da análise fotoelástica aos resultados encontrados por meio

de estudo histopatológico e observaram uma correlação positiva entre os dois métodos. Eles partiram do seguinte princípio: quando uma força é imposta ao dente, originam-se áreas de tensões de compressão e ou tração nos ligamentos periodontais. Nas áreas de compressão suave ou leve, o tecido ósseo é reabsorvido; nas áreas de tração, neoformado. O movimento ortodôntico deve resultar, portanto, da resposta celular no interior das estruturas do periodonto de sustentação do dente. Nas áreas de compressão intensa, a reabsorção óssea torna-se deletéria. O movimento dental nesta área é acompanhado por uma reabsorção gradativa e contígua ao espaço medular. Comparando o modelo fotoelástico e o espécime histológico, os autores constataram que, nas áreas de tensão do modelo, o material histológico correspondente exibiu o ligamento periodontal estirado. Onde o modelo sinalizou pressão, a secção histológica respectiva evidenciou compressão das fibras periodontais. Quando altas concentrações de franjas mostraram-se presentes no modelo, foram identificadas áreas de hialinização no material histológico. Diante disso, concluíram que o uso de um modelo fotoelástico isotrópico e homogêneo, juntamente com a técnica histológica, pôde demonstrar a movimentação radicular tanto em termos celulares como em termos mecânicos.

Em 1980, Tayer e Caputo enfatizaram que o método fotoelástico, tem sido bastante utilizado na engenharia e na indústria, proporcionando uma análise qualitativa dos esforços no interior de uma estrutura homogênea quando submetido às condições de esforços desejados.

Não obstante, Laganá (1992), alertou para o fato de que a fotoelasticidade também possui algumas limitações. Isso, principalmente por tratar-se de uma técnica indireta, que exige modelos com reprodução extremamente fiel ao original, sobretudo quando se requer a determinação quantitativa das tensões. Mais: conforme a autora, é preciso estar sempre atento à quantidade máxima de esforços aplicados sobre o material fotoelástico.

Cruz (2004), descreveu a utilização de um aparelho de aplicação de carga confeccionado especialmente para a sua pesquisa, envolvendo a análise de tensões por meio do método fotoelástico. Este é constituído por duas bases paralelas, superior e inferior, ambas quadradas (15cm x 15cm) e quatro pilares de apoio. No centro da base inferior, possui um pistão pneumático, ligado por mangueiras a um

compressor. Há uma plataforma de apoio do crânio que, de acordo com a inclinação mandibular, imprime força no modelo fotoelástico, incidindo da mandíbula para a maxila, cargas de ordem de 0,5; 1,0; 1,5; 2,0 e 3,0 *bars*, sucessivamente.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo desta pesquisa é comparar, por meio da análise fotoelástica, o comportamento das tensões transmitidas ao tecido ósseo que circunda cinco diferentes formatos de implantes, submetidos à cargas axiais, uniformemente distribuídas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Os materiais que serão empregados na execução da pesquisa estão relacionados no quadro 4.1.

PRODUTO	MARCA	FABRICANTE/DISTRIBUIDOR
Cera utilidade	Horus	Herpo Prod. Dent. Ltda – RJ
Broca multilaminada	Edenta	Edenta AG - Switzerland
Borrachas de acabamento de resina	Edenta	Edenta AG - Switzerland
Silicone IQ 428	Aerojet	Aerojet Brasileira de Fiberglass LTDA.
Jeltrate	Dentsply	Dentsply Ind e Com Ltda
Resina autopolimerizável Incolor – RAAQ	Clássico	Art. Odontol. Clássico – SP
Isolante para resina acrílica	Cel-Lac	S.S. White
Resina Autopolimerizável	Duralay	Reliance – MFG Co. - USA
Resina Composta	Master fill	Biodinâmica- Biodinâmica Química e Farm. Ltda.
Gesso Tipo IV	Elite Rock	GC Europe – Belgium
Anilha do guia cirúrgico	Neodent	JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A,
1 Implante ankylos CX - modelo B/11- 3101 0430	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
1 pilar protético cimentável CX Regular 1,5/6.6 - 3102 4160	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
1 transferente de implante moldeira aberta longo- 31047022	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
1 análogo de implante CX ankylos B-31047011	Ankylos	Dentsply Ind e Com Ltda
1 implante TE 4.1mm/12mm- 043.763S	Straumann	Straumann Dental Implant System

PRODUTO	MARCA	FABRICANTE/DISTRIBUIDOR
1 pilar protético Synocta cimentável de 5,5mm-048.605	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 análogo de implante TE 4.1mm- 048.124	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 transferente de implante moldeira aberta para TE 4.1mm- 048.090	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 implante SP RN 4.1mm/12mm-043.053S	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 pilar protético Synocta cimentável de 5.5mm-048.606	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 transferente de implante moldeira aberta para RN 4.1mm- 048.090	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 análogo de implante RN 4.1mm-048.124	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 implante Bone Level 4.1mm/12mm- 021.4412	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 pilar protético RC- 022.4325	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 transferente para implante Bone Level de 4.1mm moldeira aberta-025.4202	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 análogo de implante Bone Level 4.1mm-025.4101	Straumann	Straumann Dental Implant System
1 implante Branemark System Mk III TiU RP 3.75 mm/11.5mm- 28914	Nobel Biocare	Nobel Biocare AB- Brasil Ltda
1 pilar Esthetic- 32397	Nobel Biocare	Nobel Biocare AB- Brasil Ltda
1 transferente moldeira aberta Bmk System RP 4mm-33460	Nobel Biocare	Nobel Biocare AB- Brasil Ltda
1 análogo de implante Bmk III-29108	Nobel Biocare	Nobel Biocare AB- Brasil Ltda
Papel carbono para articulação 200 microns	Bausch	Bausch Imp.Ltda- Alemanha
Resina fotoelástica GY 279 BR	Araldite	Araltec Prod. Quím.- Guarulhos – SP
Endurecedor HY 2963 BR	Araldite	Araltec Prod. Quím.- Guarulhos – SP
Lixa d' água n° 500	T - 223	Norton – SP
Óleo Mineral branco	Campestre	Campestre Ind. e Com. de Óleos Vegetais Ltda. – São Bernardo do Campo – SP
Silicone Incolor	Cascola	Henkel Ltda.

Quadro 4.1 - Materiais empregados na pesquisa

4.1.1 Resina Fotoelástica

A resina empregada nesta pesquisa foi a *Araldite* (*Araltec Prod. Quím. – Guarulhos – SP*). Suas características e propriedades possibilitam a obtenção de modelos com alto brilho de plástico fotoelástico transparente e sem exsudação.

Os dois componentes dessa resina são líquidos: o endurecedor HY 2963 BR (Aradur), à base de amina cicloalifática, modificado, possibilita uma boa condição de aplicação e manipulação devido à baixa viscosidade e, a GY 279 BR, modificada com diluidor reativo, de média viscosidade, formulada à base de bisfenol A. A polimerização, do sistema endurecedor, ocorre à temperatura ambiente. A quantidade de material utilizado deve ser calculada previamente e a proporção dos dois componentes deve obedecer às instruções do fabricante.

O armazenamento dos componentes deve ser no máximo de dois anos para 2963 BR e um ano para GY 279, à temperatura entre 18 e 25 graus Celsius (°C).

As propriedades dos componentes da resina fotoelástica Araldite estão descritas no quadro 4.2.

GY 279 BR	HY 2963 BR
Viscosidade a 25° C (500- 700 megapascals) Baixa tendência à cristalização Equivalente epóxi 192-213 equivalentes por quilograma Cor (gardner) ≤ 3 Peso específico: 1,10 ³ grama por centímetro cúbico	Viscosidade a 25° C (40-70 centi Poises) Ponto de fusão: 226° Fahrenheit

Quadro 4.2 - Propriedades dos componentes da resina fotoelástica *Araldite* (*Araltec Prod. Quím. – Guarulhos – SP*)

As características do produto após a mistura obedecendo à proporção de 100:42 partes em peso são:

1 - Tempo de gel – 46 minutos/ 100 mililitros – 20°C e 65% de umidade relativa;

2 - Viscosidade a 25°C (200 megapascals).

4.1.2 Implantes

4.1.2.1 “*Tissue Level Plus*” – RNSP

É um implante de formato cilíndrico (Figura 4.1A), que apresenta as seguintes dimensões: 12mm de altura; 4.1mm de diâmetro do corpo e 4.8mm de diâmetro na plataforma, com pescoço de 1,8mm de altura e superfície lisa; a distância entre as roscas é de 1,25mm. O componente protético (Figura 4.1B) se conecta ao implante por meio de pilares protéticos, de junta cone morse com 5,5 mm de altura (“Synoctas”) e diâmetro regular.

Figura 4.1 – A . Implante “Standard Plus”; B . Pilar “Synocta cimentável”

4.1.2.2 “Tapered Effect”- TE

O implante **TE** (Figura 4.2A) apresenta no terço apical formato cilíndrico e, no terço coronal, formato cônico. O utilizado nesta pesquisa apresenta as seguintes dimensões: 12mm de altura, 4.1mm de diâmetro no terço médio e apical e progride para 4.8mm de diâmetro no terço cervical, sua plataforma apresenta diâmetro de 4.8mm. O pescoço possui 1,8 mm de altura. Possui passo de rosca de 0,8mm.

A conexão entre o implante e o componente protético ocorre pelo sistema de junta morse, por meio do pilar “Synocta” de 5,5mm de altura, diâmetro regular (Figura 4.2B).

Figura 4.2 - A. Implante “Tapered Effect”; B. Pilar “Synocta cimentável”

4.1.2.3 “Bone Level”- BL

O implante **BL** apresenta formato cilíndrico, sendo preconizado a sua colocação ao nível ósseo. O utilizado nesta pesquisa apresenta as seguintes dimensões: 12mm de altura, 4.1mm de largura. A distância entre as roscas é de 0,8mm (Figura 4.3A).

Sua conexão entre o implante e o componente protético se faz por meio do pilar de junta cone morse denominado Pilar “RC”, sendo utilizado um pilar cimentável de altura 5,5mm, diâmetro de 5mm e altura gengival de 1mm (Figura 4.3B).

Figura 4.3 - A. Implante “Bone Level”; B. Pilar “RC cimentável”

4.1.2.4 “Ankylos CX”- AK

O implante apresenta formato do cilíndrico, com roscas progressivas. O implante utilizado apresenta as seguintes dimensões: 11mm de altura, 4.5mm de diâmetro, e distância entre as roscas de 0,8mm (Figura 4.4A).

A conexão entre o implante e o componente protético ocorre por pilar Regular CX, com as seguintes dimensões: 5.5 de diâmetro, 1,5mm de pescoço e 6.6mm de altura, que apresenta junta cone Morse (Figura 4.4B).

Figura 4.4 - A. Implante Ankylos CX; B. Pilar “CX cimentável”

4.1.2.5. “Branemark MKII”- MKIII

O implante MKIII apresenta formato do corpo cilíndrico. As dimensões do implante utilizado são: altura de 11,5mm, diâmetro de 3,75mm, plataforma de 4.1 mm de diâmetro, sendo o passo de rosca de 0,6mm (Figura 4.5A).

Conexão protética do tipo hexagonal externa. Foi utilizado pilar RP Esthetic, que possui as seguintes dimensões: pescoço de altura de 1mm, corpo de 7.5mm (Figura 4.5B).

Figura 4.5 - A. Implante MKIII RP- Branemark System; B. Pilar “Esthetic cimentável”

Características dos implantes utilizados nesta Pesquisa

Tappered Effect	cônico	4.1mm X 12mm	0,8mm
Standart Plus	cilíndrico	4.1mm X12mm	1,25mm
Bone Level	cilíndrico	4.1mm X12mm	0,8mm
Ankylos CX	cilíndrico	4.5mm X 11mm	0.8mm
MKIII	cilíndrico	3,75mm X11,5mm	0,6mm

Quadro 4.3- Características dos implantes

Características das roscas dos implantes

Roscas	Comprimento	Angulação	Formato
Tappered Effect	0,6mm	15° nas roscas triangulares	triangular
Standart Plus	0,6mm	15°	triangular
Bone Level	0,6mm	15° nas roscas triangulares	triangular
Ankylos CX	-	-	quadrada
MKIII	1.2mm	30°	em V

Quadro 4.4- Características das roscas dos implantes

4.1.3 Aparelhos

Os aparelhos utilizados estão descritos no quadro 4.5.

Produto	Marca	<i>Fabricante/ Distribuidor</i>
Articulador Semi Ajustável	Dentflex	DF Dent-Flex Indústria e Comércio Ltda.
Balança digital mod 5500	Marte	Marte balança e aparelhos de precisão Ltda.
Aparelho de aplicação de cargas		Usi-solda ind. e Com. Serviços Ltda.
Máquina Fotográfica Digital	Cannon Rebel XT	Cannon - Japan
Câmara de vácuo	JB Fast Vac T.M.	JB Industries Inc

Quadro 4.5 - Aparelhos

4.1.3.1 Fotoelastícímetro

A técnica fotoelástica fornece uma exibição visual das tensões em um determinado modelo. Estas tensões são reveladas com o auxílio de um dispositivo denominado *polariscópio*. Existem dois tipos de polariscópio: (Figura 4.6). O polariscópio plano, que proporciona campo de visão escuro através dos polarizadores de eixos cruzados, e o claro que visualiza através dos polarizadores de eixos paralelos. Portanto, um polariscópio plano visualiza dois tipos de franjas as isocromáticas (coloridas) que mostram a intensidade de tensões e as isoclínicas (linhas escuras) relacionadas com a direção da tensão. Alguns filtros são necessários para promover a visualização dos padrões isocromáticos, sendo chamados de placas *quarter-wave*. Eles irão cancelar as rotações das ondas de luz,

anulando as franjas isoclínicas (escuras). Esse arranjo é chamado de *Polariscópio Circular* (Figura 4.6).

Figura 4.6 - Esquema do polariscópio: plano (A) e circular (B): -a) fonte de luz; b) difusor; c) polarizador; d) modelo; e) filtro analisador; f) máquina fotográfica e g) filtros "quarto de onda"

Nesta pesquisa, foi utilizado um polariscópio do tipo circular, pertencente ao Laboratório do Departamento de Prótese da Universidade de São Paulo.

Para se obter melhor nitidez das imagens e visualização das franjas isoclínicas (coloridas), o modelo fotoelástico e os corpos de prova foram colocados juntos com o aparelho de aplicação das cargas, em um recipiente contendo óleo mineral puro. Fazem parte da montagem do aparelho para a análise fotoelástica, um componente ótico, o refletor fotográfico contendo a fonte de luz branca (lâmpada *Photoflood* – G&E – 500W), um difusor, um filtro polarizador, e um filtro analisador (Figura 4.7).

Na sua parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta um instrumento, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros.

Como equipamento auxiliar do fotoelasticímetro será acoplado uma câmera fotográfica digital, modelo Rebel XT (Cannon. – Japan), com lente objetiva Macro que permite visualizar as franjas e registrar as imagens em fotografias digitais.

O fotoelasticímetro necessita ser ajustado de maneira padrão até o final dos ensaios como se segue:

a) fonte de luz branca Photoflood com refletor; b) difusor de luz; c) filtro polarizador; d) filtro analisador – ângulo paralelo ao eixo do polarizador (Figura 4.7).

Figura 4.7 - O conjunto completo de componentes do polariscópio incluiu os seguintes itens: (A) refletor de luz especial para fotografia, com fonte de luz *Photoflood* (lâmpada General & Electric, 500 watts); (B) polarímetro com polarizador de luz; (C) recipiente de vidro temperado, com base de 20 mm de espessura e um quadrado, medindo internamente 40 x 40 cm, com óleo mineral; (D) aparelho para aplicação de cargas e posicionamento do modelo; (E) filtro polarizador ABO-354 especial, com 170mm de diâmetro; (F) câmera fotográfica digital Canon Rebel, modelo XT; (G) suportes do filtro polarizador fixo e da câmera fotográfica; (H) base rotatória metálica com 50cm de diâmetro; (I) controle de carga aplicada, acessório aparelho de aplicação de cargas.

4.1.3.2 *Aparelho de Aplicação de Carga*

O aparelho para aplicação de cargas, foi desenvolvido pelo Engenheiro Fabio Guariglia (*Usisolda Ind. e Serviços Ltda*) para ser utilizado por Cruz (2004). Possui em sua constituição duas bases paralelas - superior e inferior, sendo as duas quadradas (15 x 15) e quatro pilares de apoio, ao centro. Tem um pistão pneumático, ligado a um compressor por duas mangueiras e a uma plataforma de

apoio do crânio, que, posicionada de acordo com a inclinação mandibular, transmite carga para modelo fotoelástico, incidindo da mandíbula para a maxila, cargas da ordem de zero a 10,0 bars no máximo. Para este experimento, foram aplicadas cargas na ordem de: zero; 2,0; 3,0; 4,0.

Para que possa haver melhor passagem de luz e melhor visualização das franjas, a plataforma que transmite a carga para a base da mandíbula foi modificada por uma placa de acrílico transparente, medindo 15cmX15cmX11mm de espessura. (Figura 4.8).

Figura 4.8 - Aparelho de aplicação de carga. (A) e (B) Bases de suporte horizontais; (C)Plataforma de sustentação do crânio; (D) Pistão propulsor de aplicação de carga; (E) Crânio; (F) Parafusos superiores de preensão do crânio; (G) Parafuso inferior de preensão do crânio; (H) Manguitos condutores de ar comprimido; (I) Hastes verticais de sustentação do aparelho. Seta indicando direção de aplicação de carga

A retenção do modelo fotoelástico no aparelho de aplicação de cargas foi realizada, primeiramente para o crânio, com o auxílio de um dispositivo aparafusado, localizado na parte inferior do crânio e por mais cinco parafusos, de acordo com esta distribuição: dois parafusos de cada lado nas laterais superiores do crânio e um parafuso central inserido pelo forame occipital, vindo da base superior para a fixação. A estabilidade da mandíbula sobre a base foi realizada com a utilização de silicone e resina acrílica em toda sua extensão. O mesmo material de silicone foi empregado para simular o menisco articular.

As cargas foram aplicadas no modelo fotoelástico pela plataforma de suporte, acionada pelo pistão, o qual é controlado pela entrada de ar, que, por sua vez, é regulado por uma manivela, controlado e registrado em bar por um manômetro (Figura 4.9).

Figura 4.9 - Controles: A - Manivela de controle da entrada de ar; B – Manômetro

Uma equivalência das cargas nas várias unidades de carga é apresentada na quadro 4.6

PRESSÃO (BAR)	FORÇA (NEWTON)	RESULTANTE (QUILOGRAMA)
2,0	88,4	9,0
3,0	132,6	13,5
4,0	176,8	18

Quadro 4.6 - Equivalência das cargas nas várias unidades de carga

4.1.3.3 Câmara de vácuo

Para a obtenção de um modelo fotoelástico adequado, sem a presença de bolhas, é necessário que a resina fotoelástica, após sua manipulação, seja colocada na câmara de vácuo ilustrada na (Figura 4.10).

Figura 4.10 - Câmara de vácuo

A câmara de vácuo é composta por uma câmara acrílica hermeticamente fechada, contendo um manômetro¹ para controle da pressão interna e uma bomba de vácuo², para que as bolhas de ar, coligadas durante a combinação e manipulação dos componentes da resina fotoelástica, possam ser retiradas. Assim, os componentes da resina fotoelástica devem ser misturados em um recipiente de *Becker* com o auxílio de um bastão de vidro e colocado no interior da câmara de vácuo por pelo menos 20 minutos de tempo total, de forma intermitente, sob uma pressão atmosférica que inicia de zero e se eleva gradualmente até 750,0 mm. Hg. ou 29,5 pol. Hg.

Para a completa eliminação das bolhas, é necessária a repetição desse procedimento por três a quatro vezes, para que, em seguida, a resina fotoelástica possa ser vertida no interior do molde.

¹ Agatec Indústria Brasileira - São Paulo – Brasil.

² Modelo: “Fast Vactm” -DV-142N

4.2 MÉTODO

O planejamento para o desenvolvimento da presente pesquisa e confecção dos corpos de prova, será composto pelos seguintes elementos;

1. Cinco desenhos de implantes:

- TE- Tapered Effect (Straumann)
- SP- Standart Plus (Straumann)
- BL- Bone Level (Straumann)
- AK- Ankylos (Dentsply)
- HE- MKIII- RP (Nobel Biocare)

2. Forma e quantidade de carregamento axial, uniformemente distribuída, com intensidade variável de 2;3;4 bars.

3. Resina Fotoelástica

- Araldite 279 B

4.2.1 Crânio Fotoelástico

Nesta pesquisa foi utilizado um crânio fotoelástico, desenvolvido por Cruz (2004), (Figura 4.11).

Figura 4.11- Crânio Fotoelástico

4.2.2 Mandíbulas fotoelásticas

Para este estudo foram construídas 5 mandíbulas fotoelásticas:

- Modelo 1- implante RNSP- conexão cone morse
- Modelo 2- implante TE- conexão cone morse
- Modelo 3- implante BL- conexão crossfit
- Modelo 4- implante AK- conexão cone morse
- Modelo 5- implante MKIII- conexão hexágono externo

Confecção dos modelos fotoelásticos:

1. Obtenção do molde de silicone

Para a obtenção do molde inicial, foi utilizada uma mandíbula dentada de resina fotoelástica preexistente (Figura 4.12). Desta mandíbula foi removido o elemento 45, para a para a colocação dos implantes. A escolha se deu, porque nesta região havia menor sobreposição de estruturas, permitindo uma análise fotoelástica mais adequada. O alvéolo resultante foi preenchido com cera utilidade.

Figura 4.12 - Mandíbula fotoelástica inicial

Para a obtenção deste molde, esta mandíbula preexistente com a devida modificação foi colada com “*superbonder*” em um recipiente feito de papelão plastificado, com um formato correspondente às dimensões da mandíbula (Figura

4.13). A seguir, foi vertido silicone Aerojet (*Aerojet Brasileira de Fiberglass LTDA*), previamente preparado, seguindo as especificações do fabricante e, após 24 horas, removeu-se a mandíbula fotoelástica do molde.

Figura 4.13 - Foto do molde de papel

2. Obtenção do modelo de gesso

No interior do molde de silicone, foi vertido gesso *Elite Rock-* (GC Europe – Belgium) obtendo-se uma reprodução da mandíbula modificada (Figura 4.14).

Figura 4.14 - Mandíbula de gesso

Este modelo mandibular foi recortado com uma serra para gesso, na região dos elementos 33 ao 36, para que o futuro modelo de resina fotoelástica fosse obtido com esta conformação, a fim de que não houvesse sobreposição de imagens durante a análise fotoelástica (Figura 4.15).

Figura 4.15 - Mandíbula em gesso com recortes entre os elementos 33 e 36

Após este recorte, foram dados os devidos acabamentos nos modelos com lixa d'água nº 00 obtendo-se uma lisura superficial.

A mandíbula foi posicionada e colada no suporte de papelão e novo molde de silicone foi vertido, seguindo os mesmos cuidados descritos anteriormente (Figura 4.16).

Figura 4.16 - Molde de silicone após os recortes entre os elementos 33 e 36

Com a obtenção deste novo molde, 4 mandíbulas de gesso “*Elite Rock*” foram confeccionadas com o novo recorte. Após ser dado o acabamento inicial nas mesmas, a região do elemento 45 foi nivelada a altura 2mm abaixo da coroa clínica dos adjacentes (Figura 4.17).

Figura 4.17 - Marcações das cervicais dos elementos 44 e 46, 2mm abaixo da coroa clínica

Com a utilização de brocas “*minicuts*” foram realizados os desgastes nas regiões do elemento 45 que recebeu os análogos dos implantes (Figura 4.18). Após estes desgastes, foram realizados acabamentos com lixas d’água nº 00.

Figura 4.18 - Desgastes utilizando “*minicuts*”

2. Confeção dos guias posicionadores dos análogos

Este guia foi fabricado por meio de uma anilha de 5.5 mm de diâmetro (*Neodent JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A*) que foi inserida na

resina acrílica, a qual foi construída apoiada sobre os elementos 44 e 46 (Figura 4.19).

Figura

4.19 - Guia posicionador de perfurações

A função deste guia foi de perfurar as mandíbulas de gesso na região central do elemento 45, previamente estabelecida com o auxílio de um compasso, padronizando assim, o posicionamento de todos os análogos nos modelos.

Estas perfurações foram realizadas com o auxílio de uma trefina de osso de 4.1mm (*Neodent JJGC Indústria e Comércio de Materiais Dentários S/A*) para que o seu diâmetro ficasse o mais próximo possível do diâmetro dos análogos utilizados (Figura 4.20) .

Figura 4.20 - Trefina e Maxcut na mandíbula de gesso

A profundidade destas perfurações variou conforme o posicionamento cérvico-apical. Estas trefinas possuem marcações em milímetro as quais foram de grande utilidade no ato das perfurações.

Todos os implantes foram inseridos nível ósseo, para que não houvesse alterações nos resultados.

Após serem feitas as devidas perfurações, os análogos dos implantes foram posicionados com auxílio dos transferentes e presos com adesivo a base de “*superbonder*” para que não houvesse nenhum tipo de movimentação na hora do torqueamento dos transferentes dos implantes (Figura 4.21).

Figura 4.21 - Transferente posicionado no modelo de gesso

3. Posicionamento dos transferentes dos implantes

Ao serem rosqueados os transferentes nos análogos, os quais estavam posicionados nas mandíbulas, sendo ambos para moldeira aberta, um novo molde de silicone foi obtido para cada modelo do implante. Para a confecção destes moldes, estas mandíbulas com as devidas modificações e com os devidos análogos e transferentes posicionados foram inseridas e coladas novamente no recipiente de papelão plastificado, e novos moldes obtidos (Figura 4.22).

Figura 4.22 - Modelo de gesso com o transferente posicionado; suporte de plástico onde será posicionado o modelo; e silicone (Aerojet) que será vertido para obtenção de novo molde

Devido a profundidade deste recipiente, nos próprios transferentes foram utilizados canudos e separações de papelão como guias, para que o local dos transferentes fossem localizados conseguindo assim, desrosqueá-los dos análogos após a total polimerização do silicone. Neste momento, silicone previamente preparado, foi vertido e aguardou-se 24 horas para obtenção do novo molde. Este procedimento foi realizado para todos os tipos de implantes, só modificando os análogos e seus transferentes correspondentes.

Com a polimerização final do silicone, com auxílio das marcações feitas com o papelão e canudos, o silicone foi recortado por meio de bisturi, e neste momento os transferentes localizados e desrosqueados (Figura 4.23).

Figura 4.23 - A. Marcações e recortes feitos no silicone com o devido posicionamento do transferente; B. desrosqueamento do transferente

Neste momento os transferentes permaneceram nos molde com os implantes rosqueados sobre eles (Figura 4.24).

Figura 4.24 - A. Transferente posicionado; B. Implante rosqueado no transferente

4. Preparação da resina fotoelástica

Para obtenção da resina fotoelástica, adiciona-se o endurecedor à resina *Araldite*, nas proporções (100:48), adequada para a utilização desta resina no que diz respeito a tempo de trabalho e módulo de viscosidade exigido, tomando-se cuidado para não ocorrer inclusão de bolhas de ar, misturando-se com um bastão de vidro. É importante obter-se uma mistura uniforme antes do vazamento da resina no interior do molde. Misturam-se lentamente os componentes, com movimentos circulares, evitando movimentos abruptos durante o procedimento, para não introduzir ar na massa do material até a sua homogeneização. O recipiente deverá ser pelo menos três vezes maior que o volume para evitar o transbordamento na ocasião do vácuo.

O tempo aproximado para a mistura não poderá ser maior que cinco minutos, devido à quantidade de material envolvido, evitando assim a exotermia. Após a mistura, o recipiente será colocado na câmara de vácuo, cuja natureza e descrição foi feita anteriormente. Repete-se este procedimento por duas vezes, de 4 minutos cada, removendo-se o ar existente.

Figura 4.25 - Resina Fotoelástica Araldite GY 279 e Aradur 2963

5 Vertimento da Resina fotoelástica

Após a preparação correta da resina fotoelástica, esta foi vertida no molde, onde os implantes estão posicionados. iniciando-se pela porção correspondente ao recorte dos dentes, de maneira lenta para que o mínimo de bolhas fossem introduzidas neste momento (Figura 4.26).

Figura 4.26 - Vertimento da resina fotoelástica

Após o vertimento da resina fotoelástica no molde, o conjunto foi colocado novamente na câmara de vácuo por aproximadamente 5 minutos, para eliminação das bolhas de ar que por ventura ficaram retidas. Observa-se que bolhas de ar

subiram para superfície da resina foram eliminadas com bastão de vidro. Repetiu-se estes procedimentos por 3 vezes (Figura 4.27).

Figura 4.27 - A. Bolhas formatas na câmara á vácuo; B. Molde com a resina fotoelástica devidamente preparada sem bolhas

Após 7 dias do vertimento da resina fotoelástica, obtivemos a polimerização total da resina , e então os modelos puderam ser retirados dos moldes. Esta remoção foi feita de maneira a não causar tensões nos modelos, devendo ser feito recorte no molde de silicone na região dos côndilos, onde está localizado a maior área de retenção do modelo (Figura 4.28).

Figura 4.28 - Remoção do modelo fotoelástico

8. Fase de acabamento e polimento dos modelos

Com a polimerização total da resina fotoelástica, iniciou-se a fase de acabamento e polimento dos modelos, com auxílio de lixas d'água 00 e de fresas para resina.

Nesta fase deve-se tomar cuidado para não inserir tensões nos modelos fotoelásticos. Para que estas tensões sejam mínimas ou até mesmo inexistentes, estes acabamentos devem ser feitos com uma baixa rotação do motor e também o mínimo necessário.

Estes procedimentos foram realizados para os cinco modelos fotoelásticos da mesma maneira.

9. Modelos de torqueamento dos pilares para confecção das coroas metalocerâmicas

Por meio do molde inicial sem os recortes, uma mandíbula de gesso pré-existente foi recortada para retirada dos côndilos e correta montagem no articulador, o qual não seria possível com a presença dos côndilos. Estes modelos, também foram preparados da mesma maneira que as mandíbulas de gesso que apresentavam os côndilos, com as devida marcações e desgastes cervicais.

Após as devidas modificações, o modelo, foi posicionado num recipiente de papelão, e o silicone foi vertido (Figura 4.29).

Figura 4.29 A - Modelo sem os côndilos. B - Vertimento do silicone

Após a confecção do novo molde de silicone, 4 novos modelos foram confeccionados. Para confecção destes modelos foi utilizado gesso Elite Rock (Figura 4.30).

Figura 4.30 A - Molde do modelo de confecção das coroas metalocerâmicas; B - Modelo obtido

Estes 4 modelos foram perfurados na região do elemento 45 com o auxílio do mesmo guia de posicionamento, trefinas. Após serem feitas estas perfurações, os análogos foram posicionados, e colados com “*superbonder*”.

Estes análogos foram novamente posicionados, seguindo no sentido cervico apical as especificações dos fabricantes e as perfurações feitas com o auxílio do guia

10. Montagem no articulador e confecção de coroas metalo-cerâmicas

Para confeccionarmos as coroas metalo-cerâmicas, primeiramente teve-se o cuidado de fazer uma moldagem individualizada da arcada superior (figura, usando uma cera utilidade (Horus- Herpo Prod. Dent Ltda-RJ) e hidrocolóide irreversível (Jeltrate Dentsply Ind e Com Ltda). Após a obtenção desta montagem, um modelo fiel foi conseguido, sendo que o mesmo foi montado no articulador semi ajustável, com auxílio do arco facial (Figura 4.31).

Figura 4.31 - A. Moldagem do arco superior; B. Registro do arco facial

Após a montagem do modelo superior, foi montado o modelo inferior que havia sido previamente confeccionado como foi descrito acima. Não foi necessário a utilização de registros de mordida para a montagem no articulador, devido a relação maxilo/mandibular estar bem relacionada e ajustes oclusais terem sido realizados.

Após a montagem do modelo inferior, os pilares previamente selecionados foram posicionados.

Tendo os 4 modelos, com seus respectivos análogos e pilares posicionados, e os mesmos montados nos articuladores, iniciou-se a fase de confecção das coroas metalocerâmicas. Só foram confeccionados 4 modelos, pois para os implantes da Straumann (“Tapered Effect” e “Standart Plus”) foram utilizados os mesmos pilares para ambos, não havendo a necessidade de confeccionar coroas e pilares diferentes.

As coroas foram confeccionadas nos modelos de gesso, devido a necessidade da montagem dos modelos no articulador, o qual não seria possível ser feito no modelo fotoelástico devido a presença dos côndilos, e também para evitar o excesso da manuseio do modelo fotoelástico (Figura 4.32).

Figura 4.32 - Modelos montados no articulador com coroa em posição para confecção do ajuste inicial

11. Ajuste oclusal das coroas metalocerâmicas

Após a confecção das coroas metalocerâmicas, um ajuste inicial dos modelos montados nos articuladores foi realizado, utilizando o papel carbono “*Bausch*” *Bausch Import. Ltda.*

Estes ajustes foram realizados primeiramente nos modelos montados nos articuladores, devido ao curto tempo existente entre o modelo fotoelástico e o tempo ideal para a análise fotoelástica.

12. Posicionamento da mandíbula no crânio fotoelástico

As mandíbulas fotoelásticas foram posicionadas no crânio fotoelástico. Estas mandíbulas foram presas na base posicionadora de acrílico, presa sobre a plataforma do pistão da máquina de aplicação de cargas, com o auxílio da resina acrílica RAAQ (Clássico- Art Odontol. Clássico-SP), e cola “superbonder”, para que a mandíbula ficasse apoiada de forma segura no momento da aplicação das cargas, onde um possível deslocamento da mesma alterariam os resultados (Figura 4.33). Após o posicionamento da mandíbula no crânio fotoelástico, novos ajustes oclusais foram realizados (Figura 4.34).

Figura 4.33 - Mandíbula fotoelástica montada no crânio fotoelástico

Figura 4.34 - Ajustes Oclusais

Após as mandíbulas serem posicionados na base, um novo ajuste foi realizado para confirmação do bom relacionamento oclusal. Esta preocupação se deve a correta distribuição das cargas oclusais.

13. Aplicação de cargas

Estas aplicações de cargas foram feitas para os 5 modelos fotoelásticos, tendo o cuidado destes registros terem sido feitos no oitavo dia após o vertimento da resina fotoelástica no molde.

Anterior ao início do carregamento dos corpos de prova, foram realizadas análises visuais e registros fotográficos dos modelos no polariscópio sem carregamento. Depois destas observações, o aparelho de aplicação de cargas foi ajustado para a sequência de carregamento. Para todos os ensaios, o registro fotográfico foi realizado após 3 minutos do início da aplicação de carga. Estas foram aplicadas na sequência:

De 2 ; 3; 4 bars.

O mesmo procedimento foi executado durante os ensaios para todos modelos, sendo realizada a documentação por meio de registros fotográficos, para posterior análise.

5 RESULTADOS

Os resultados foram avaliados, qualitativamente, pela análise visual e fotográfica das imagens das franjas geradas durante os ensaios fotoelásticos, nos quais se mantiveram sempre fixas, as distâncias entre os componentes do polariscópio, descrito no capítulo anterior (Figura 4.7).

A seguir, as figuras mostram as imagens obtidas dos corpos de prova do implante Regular Neck Standard Plus (Strauman - Straumann Dental Implant System) sem carregamento e, em diferentes condições de carregamento: 2, 3 e 4 bars.

Análise fotoelástica do corpo de prova do modelo mandibular com o implante Regular Neck Standard Plus- RNSP

A figura 5.1 mostra a imagem inicial do corpo de prova **RNSP**, isento de carregamento

Figura 5.1 - A. Corpo de prova Regular Neck Standard Plus, sem carregamento; B. Implante em detalhe

Observa-se que o modelo fotoelástico apresenta tensões resultantes do manuseio durante sua confecção. Assim, esta é a imagem a partir da qual, será

analisado o comportamento e distribuição das tensões oriundas do carregamento sobre as superfícies oclusais, na condição de máxima intercuspidação, ou seja: carga uniformemente distribuída.

A figura 5.2 mostra o modelo RNSP com carregamento de **2 bars** sobre o corpo de prova.

Figura 5.2 - Corpo de prova Regular Neck Standard Plus, sob carregamento de 2 bar;
B.Comportamento das tensões ao redor do implante, em detalhe

Observa-se que as tensões foram distribuídas uniformemente ao longo da rosca do implante, sendo visíveis também ao seu redor, na região cervical do modelo. A maior concentração de franjas fotoelásticas é visualizada na região ao redor do ápice do implante.

A figura 5.3 a seguir, apresenta o modelo mandibular com o implante RNSP, sendo submetido a um carregamento de **3 bars**.

Figura 5.3 - Corpo de prova Regular Neck Standard Plus, com carregamento de 3 bar; B. Comportamento das tensões ao redor do implante, em detalhe

Estas imagens apontam que o aumento de intensidade das tensões não alterou seu comportamento. Elas se mantiveram ao redor das roscas, e, principalmente, na região apical. Houve aumento das tensões na região cervical.

A figura 5.4, mostra o carregamento com **4 bars** sobre o modelo mandibular que contém o implante RNSP.

Figura 5.4 – A. Corpo de prova RNSP, com carregamento de 4 bar B. Comportamento das tensões ao redor do implante, em detalhe

Com este carregamento, torna-se nítido que as tensões são mais acentuadas na região distal do corpo do implante, partindo da cervical até a metade do seu corpo. Este comportamento pode estar ocorrendo devido às cargas serem direcionadas para a região posterior, como ocorre normalmente numa oclusão uniformemente distribuída.

No lado mesial, as franjas ocorrem da região mediana até próximo da apical, região a qual, apresenta maior número de ordem de franjas, mantendo o mesmo comportamento que vinha ocorrendo com as intensidades de cargas aplicadas anteriormente.

Análise fotoelástica do corpo de prova do modelo mandibular com o implante Tapered Effect- TE

O segundo corpo de prova avaliado foi o modelo mandibular com o implante TE (Straumann- Straumann Implant System)

A figura 5.5 mostra o corpo de prova sem carregamento

Figura 5.5 - A. Corpo de prova TE sem carregamento; B Implante em detalhe.

A partir destas imagens, foram avaliadas as tensões geradas no modelo fotoelástico pelo implante TE. A coloração observada ao seu redor é resultante do manuseio do modelo fotoelástico, anterior ao início do teste.

A figura 5.6 mostra o corpo de prova correspondente ao implante TE sob carregamento de **2 bars**.

Figura 5.6 – A. Corpo de prova TE com carregamento de 2 bars; B. Implante em detalhe

As tensões estão distribuídas uniformemente na região das roscas do corpo do implante, na região apical e na cervical. Nesta última, as tensões ocorreram em menor intensidade. A região mesial apresentou maior tensão que a distal.

A figura 5.7 mostra o carregamento de **3 bars** sobre o corpo de prova TE

Figura 5.7 – A. Corpo de prova TE com carregamento de 3 bars; B. Implante em detalhe

Com carregamento de 3 bars pode-se observar o aumento das franjas fotoelásticas em maior intensidade na região distal, cervical e apical do implante

A figura 5.8 mostra o carregamento de **4 bars** sobre o corpo de prova TE

Figura 5.8 – A. Corpo de prova TE com carregamento de 4 bars; B. Implante em detalhe

Observa-se mudanças no comportamento das franjas nas regiões mesial e distal do implante. A região mesial apresenta coloração azulada, mais clara do que a figura anterior, significando, um aumento de tensão desta região. Todas as demais áreas ao redor dos implantes, distal, cervical e apical, apontaram elevada concentração de tensões, quando comparadas à região mesial.

Análise fotoelástica do corpo de prova do modelo mandibular com o implante Bone Level- BL

O terceiro corpo de prova a ser estudado, foi o modelo mandibular do implante Bone Level (Straumann- Straumann Implant System).

A figura 5.9 mostra o corpo de prova BL, sem carregamento

Figura 5.9 A. Corpo de prova BL sem carregamento; B. Implante em detalhe

Observamos que este modelo, devido ao manuseio apresenta tensões residuais. A análise será iniciada a partir destas imagens.

A figura 5.10 mostra o corpo de prova BL com carregamento de **2 bars**

Figura 5.10 – A. Corpo de prova BL com carregamento de 2 bars; B. Implante em detalhe.

As imagens apontam que as tensões se localizam principalmente no terço médio e terço apical do implante. No terço cervical não se vislumbram grandes tensões.

A figura 5.11 mostra o corpo de prova BL com carregamento de **3 bars**.

Figura 5.11 - A. Corpo de prova BL com carregamento de 3 bars; B. Implante em detalhe

As franjas fotoelásticas apresentam-se de forma semelhante ao primeiro ensaio com 2 bars, sendo mais intensas e tendo uma distribuição uniforme nas roscas do implante, entre o terço médio e o terço apical. Na ponta do ápice, porém, não se concentraram, da mesma forma que na cervical, são tênues.

Na figura 5.12 mostra o corpo de prova BL com carregamento de **4 bars**.

Figura 5.12 - A Corpo de prova BL com carregamento de 4 bars; B Implante em detalhe

Mesmo após o carregamento de 4 bars, a região cervical do implante BL foi preservada de grandes tensões, sendo mais sutis.

A distribuição de tensões aconteceu de maneira uniforme entre o terço médio e apical, com as tensões se dissipando a partir do implante para mesial, em direção à região anterior, e como um todo pelo corpo da mandíbula.

Análise fotoelástica do corpo de prova AK

O quarto corpo de prova a ser avaliado foi o modelo mandibular que continha um implante **Ankylos** (Dentsply Ind e Com Ltda).

A figura 5.13 mostra o corpo de prova AK, sem carregamento

Figura 5.13 – A. Corpo de prova AK sem carregamento; B. Implante em detalhe

A figura 5.14 mostra o corpo de prova **AK** com carregamento de **2 bars**

Figura 5.14 - A. corpo de prova AK com carregamento de 2 bars; B. Implante em detalhe

Visualiza-se tensão na região cervical, no corpo do implante, localizadas com maior intensidade no terço médio até apical da região das roscas, sendo maior a ordem de franjas na mesial. O ápice ostentou ordens de franjas bem definidas.

A figura 5.15 mostra o corpo de prova AK com carregamento de **3 bars**

A

B

Figura 5.15 – A. Corpo de prova AK com carregamento 3 bars; B. Implante em detalhe

As tensões na região cervical do implante foram mantidas, porém aumento da sua magnitude. Apresentaram maior intensidade ao longo das roscas, entre o terço médio e o terço apical, sendo mais veementes na mesial e apical.

A figura 5.16 mostra o corpo de prova AK com carregamento de **4 bars**

A

B

Figura 5.16 - A. Corpo de prova AK com carregamento de 4 bars; B. Implante em detalhe

As tensões se mantiveram na região das roscas progressivas, ocorrendo a mesma forma de reagir à aplicação da carga. A intensidade e coloração das franjas

adquiriram um padrão de distribuição similar para os três ensaios: cervical, de forma mais suave; distribui-se ao longo do corpo do implante, apontando maior magnitude na mesial e bem delineada no ápice do implante.

Análise fotoelástica do corpo de prova do modelo mandibular com o implante Branemark- MKIII

O quinto corpo de prova a ser avaliado foi o modelo mandibular com o implante Branemark **MKIII** (Nobel Biocare AB).

A figura 5.17 mostra o corpo de prova inicial, sem carregamento

Figura 5.17 - A. Corpo de prova MKIII, sem carregamento; B. Implante em detalhe

Observa-se que o modelo fotoelástico está praticamente isento de tensões.

A figura 5.18, expõem o carregamento de **2 bars** sobre o corpo de prova

Figura 5.18 – A. Corpo de prova MKII com 2 bars de carregamento; B. implante em detalhe

O carregamento com 2 bars, distribuiu as tensões pelo corpo, na região da parte externa das roscas, desde a região cervical, até o ápice do implante, onde apresentaram-se mais intensas.

A figura 5.19 mostra o carregamento de **3 bars** sobre o corpo de prova MKIII

Figura 5.19 – A. Corpo de prova MKIII com 3 bars de carregamento; B. implante em detalhe

Com o aumento do carregamento, o comportamento das tensões não sofreu alteração quanto à distribuição, sendo mais intensa no ápice dos implantes.

A figura 5.20 mostra o carregamento de **4 bars** sobre o corpo de prova

Figura 5.20 – A. Corpo de prova MKIII com 4 bars de carregamento; B. implante em detalhe

As maiores tensões aconteceram na região apical. A distribuição das tensões ao longo do implante, na região das roscas, tem um aspecto mais homogêneo.

6 DISCUSSÃO

Comparando-se os resultados obtidos em nossa pesquisa, observou-se que os cinco desenhos de implantes, RNSP, BL, TE, AK, MKIII, analisados, mostraram significativas diferenças quanto à distribuição das tensões no interior dos modelos fotoelásticos, a partir do momento a que foram submetidos às diferentes intensidades de esforços ou carregamentos.

Em nossos ensaios, observamos que as tensões resultantes do carregamento sobre todos os implantes (RNSP, BL, TE, AK, MKIII), foram observadas na região das roscas do corpo dos implantes, principalmente na sua extremidade, correspondente ao tecido ósseo trabecular. , onde, segundo Schenk e Buser (1998), ocorre o fenômeno de remodelação óssea, o que comprovou por meio de estudos histológicos. Também para Faeg Samira e Muftu (2010), esta região é importante no processo de remodelação óssea, que para Misch et al (2009), não deve ocorrer em um grau muito alto, pois levaria à diminuição do contato entre o osso e o implante, acarretando um maior risco de perda do implante.

Este comportamento é semelhante ao que ocorre após a osseointegração, definida como o contato direto do osso vivo e organizado com a superfície do implante submetido à carga (Branemark, 1977), situação esta, simulada nos modelos fotoelásticos.

As tensões se dissiparam mais amplamente para o osso trabecular, no sentido mesial e distal, semelhante ao observado por Ichikawa et al. (1997), nos implantes BL, RNSP, TE e AK, comportamento considerado benéfico para a manutenção da osseointegração, devido a melhor distribuição das tensões no tecido ósseo (Misch; 2009, Faegh; Muftu, 2010), ao passo que o implante MKIII, as apresentou mais concentradas ao redor do ápice.. Este desempenho pode estar relacionado ao seu desenho, por apresentar a menor distância entre as roscas(0,6mm) quando comparado aos demais, resultando em maior proximidade entre as ordens de franjas fotoelásticas, não as deixando bem definidas. Para Misch et al. (2009), quanto maior o número de roscas apresentado pelos implantes, maior

a superfície funcional, diminuindo a ação das cargas oclusais, característica essa, presente no implante MKIII.

O ensaio realizado com o implante TE, com 4.1mm diâmetro, mas, devido à sua conicidade, o terço cervical possui diâmetro de 4.8 mm, comportou-se de acordo com os estudos realizados por Ding et al., (2008), Anitua et al., (2010), Pellizzer et al (2010). Como tem um maior contato com a superfície óssea, distribuiu mais uniformemente as tensões ao longo do seu corpo e na região cervical., Esta é uma área crítica, onde pode ocorrer a reabsorção óssea, motivo pelo qual, há uma tendência dos fabricantes em modificar a macro-estrutura dos implantes neste segmento (Cruz et al., 2003; Guan et al., 2010) , como a utilização de roscas mais finas (Shin et al., 2006; Rahimi et al., 2009) e de implantes que apresentem "plataforma switching" (Maeda et al., 2007; Baggi et al., 2008; Maeda et al., 2007; Pellizzer et al., 2010), com intuito de preservar a crista óssea.

Uma observação importante em relação ao implante TE e o RNSP, é que ambos possuem o mesmo colar, porém, a região mais cervical do implante, que se localiza no interior do tecido ósseo, apresenta dimensões diferentes. No implante RNSP, este diâmetro é de 4.1mm, enquanto que no implante TE é de 4.8mm. Para Misch (2009), esta região é denominada de plataforma.

Nota-se que o implante TE distribuiu melhor as tensões na região da crista quando comparados ao RNSP, comportamento este, provavelmente ocorrido devido a diferença do diâmetro da plataforma apresentado pelos dois implantes (Rahimi et al., 2009). A utilização de implantes cônicos e de maiores diâmetros, melhora a distribuição das tensões, principalmente na região de osso cortical, devido ao aumento da área de contato entre o osso e o implante na região (Shen et al 2010). Situação esta, confirmada neste estudo. Rahimi et al., (2009) salientaram, entretanto, a importância de espessura óssea remanescente adequada ao redor dos implantes, para a utilização de implantes de maiores diâmetros e de formato cônico.

Ainda Coccheto et al. em 2010, utilizaram implantes de maiores diâmetros, e verificaram uma melhor preservação do tecido perimplantar ao redor, mas, os pacientes por eles triados, apresentavam espessura mínima de 8mm, e neles foram instalados implantes com plataformas de 5.8mm. A espessura óssea apresentada

pelos pacientes neste estudo, na maioria das vezes, não é compatível com a casuística clínica apresentada pelos pacientes na clínica diária.

Por isso é importante salientar que a utilização do implante TE nos casos em que a espessura óssea se apresenta com limitações, seria inviável.

O formato, diâmetro e, muitas vezes, o comprimento dos implantes são fatores importantes, na distribuição das tensões (Akkocaoglu et al., 2005; Tu et al 2010).

Ichikawa et al., 1997, Akça et al., 2008, Lin et al 2008, atentam para a densidade óssea, que em condições ideais, o formato, o comprimento e o diâmetro dos implantes não interferem de maneira decisiva (Tada et al., 2003), sendo este, o aspecto de maior relevância na instalação dos implantes (Akça et al., 2008).

Neste estudo pode-se observar que o implante RNSP, foi o que apresentou maiores tensões na região cervical, ou seja; na região do pescoço do implante, sendo que ele e o implante TE possuem o maior comprimento e diâmetro do colar entre os implantes avaliados.

Esta maior concentração de tensões na região do pescoço do implante RNSP, poderá acarretar prejuízos estéticos, muitas vezes irreversíveis. Outra observação seria a relação entre a altura do pescoço e sua inserção no tecido ósseo. Neste estudo, o RNSP, foi inserido no modelo fotoelástico, deixando a região do pescoço do implante, que possui uma superfície lisa de 1.8mm de altura, livre de resina fotoelástica. Concluí-se que, mesmo o RNSP apresentando grande altura de pescoço, que para alguns autores (Faegh; Muftu, 2010), é benéfico para a distribuição das tensões, este implante foi o que apontou maior concentração de tensões na região.

A plataforma do implante RNSP apresenta maior divergência em relação ao corpo do implante dentre os outros comparados neste estudo. Além da divergência, o RNSP, juntamente com o TE apresentam a maior altura do pescoço lisa. Parar Faegh e Muftu em 2010, o aumento tanto da altura como da divergência do pescoço do implante, são responsáveis pela diminuição da magnitude das tensões. Já para Hanggi et al. em 2005, o aumento da altura do pescoço de 1.8mm para 2.8mm não

interferiu na perda óssea na região de crista, salientando que, em regiões estéticas, o aumento da altura do pescoço do implante poderá levar a prejuízos, se as mesmas forem expostas. Apesar dos estudos compararem, as plataformas e muitos concordarem, que quanto maior a plataforma, maior a distribuição das tensões na região (Misch, 2009, Rahimi et al., 2009, Cocchetto et al. 2010, Faegh; Muftu, 2010; Shen et al., 2010), a utilização de implantes com plataforma reduzida, vem sendo defendida e utilizada por muitos autores (Maeda et al., 2007; Baggi et al., 2008; Cocchetto et al., 2010; Pellizzer et al., 2010).

Neste estudo, foram utilizados implantes que apresentam plataformas amplas (RNSP, TE e MKIII) e plataformas reduzidas (AK e BL). Os implantes que apresentam plataformas amplas, revelaram maiores tensões na região do pescoço e plataforma, principalmente o RNSP, e o TE. Já os implantes de plataforma reduzida, as tensões se mostraram distantes da região cervical.

Plataforma reduzida, isto é “platform switching”, é um conceito que defende a distribuição das tensões distantes da região cervical, direcionando-as para a região do pilar do implante, a qual Romanos e Nentwig 2000, comprovaram que existe uma conexão com boa resistência mecânica entre o implante e o pilar.

A região cervical do implante AK, apresentou tensões residuais anterior ao carregamento, derivadas da manipulação do modelo, sendo que, nos vários carregamentos as tensões ficaram concentradas com maior intensidade na região das roscas, na região simulada de osso trabecular, o que corresponde à sua idealização, mesmo este implante sendo instalado ao nível ósseo, quando é preconizado para ser instalado de 1 a 2mm abaixo da crista óssea. Isto nos leva a concluir, que poderia não ocorrer diferenças clínicas na mudança do nível de inserção.

O implante AK apresenta características para a melhoria quanto à distribuição das tensões, que, em alguns estudos, comprovaram sua eficácia, sendo elas, progressividade das roscas (Romanos; Nentwing, 2000), plataforma reduzida, descrita anteriormente (Maeda et al., 2007; Baggi et al., 2008; Cocchetto et al., 2010; Pellizzer et al., 2010) e roscas com formato quadrado (Misch; Bidez, 1999; Steigenga et al., 2004).

O implante BL, assim como o implante AK, apresentam plataforma reduzida (switching platform) e roscas de diferentes profundidades ao longo do implante.

Esta progressividade das roscas melhora a distribuição das tensões no tecido ósseo (Romanos; Nentwig, 2000), fazendo com que as tensões sejam localizadas na região do tecido ósseo trabecular.

Durante os ensaios, o implante BL apresentou tensões distribuídas ao longo do implante. É importante notar que, mesmo este implante sendo instalado ao nível ósseo, como preconizado pelos fabricantes, não foram observadas tensões na região cervical, correspondente à crista óssea, o que torna seu comportamento favorável.

Com estes resultados obtidos podemos concluir que o desenho deste implante é compatível com as condições favoráveis indicadas para a conservação da crista óssea e, conseqüentemente, para manutenção do tecido periimplantar. Apesar de ser um implante de formato cilíndrico, o BL apresentou comportamento onde a distribuição das tensões foi favorável, ao contrário do que Cruz et al.(2003) concluíram em seus estudos, que o implante cônico é o que apresenta melhor distribuição das tensões.

Os resultados apresentados pelos implantes BL e AK, são corroborados pelos estudos de Maeda et al. (2007); Baggi et al. (2008), Yu et al. (2009), Pellizzer et al. (2010), Shen et al. (2010). Em contrapartida, estudos realizados por Pessoa et al. (2010), compararam plataformas convencionais à plataformas reduzidas, concluindo que não houve diferenças significativas entre elas.

Os resultados favoráveis obtidos com implantes de plataforma reduzida associados à próteses fixas, podem se tornar desfavoráveis ao utilizá-los com outro tipo de prótese. Neste trabalho, como foram padronizados os tipos de prótese, o que podemos concluir é que a plataforma reduzida apresentada pelos implantes BL e AK foram positivos para a diminuição das tensões na região da crista óssea.

Este estudo não teve o intuito de analisar as roscas dos implantes, mas, deve-se levar em consideração, que este fator pode interferir de maneira favorável ou desfavorável na distribuição das tensões e manutenção do tecido periimplantar

(White et al., 1994; Ichikawa et al 1997, Akça et al., 2008; Lin et al., 2008; Tu et al., 2010).

Esta característica do formato da rosca é responsável pela diminuição da força de cisalhamento, a qual é de grande importância, pois, fornece maior carga compressiva, o que contribui positivamente para a utilização de implantes curtos, locais de baixa densidade óssea ou em áreas de maior magnitude de cargas oclusais (Misch; Bidez, 1999). Porisso, Steigenga et al. em 2004, concluíram que as roscas quadradas apresentam maior contato ósseo e transformam as tensões em compressão, força esta, suportada melhor pelo tecido ósseo.

Este tipo de rosca está presente nos implantes TE (no seu terço cervical), no BL, também no terço cervical e, pelo implante AK, em toda sua extensão.

O implante RNSP apresenta rosca triangular e, o implante TE e BL as apresentam no terço médio e apical. Já os implantes MKIII, apresentam roscas no formato em V, as quais aumentam a força de cisalhamento dez vezes maior quando comparadas às roscas quadradas (Misch; Bidez, 1999).

A maior concentração das tensões estão localizadas na região da crista óssea, que corresponde ao osso cortical (Deines et al., 1993; White et al., 1994; Ichikawa et al., 1997; Cruz et al., 2003; Assunção et al., 2009; Ding et al., 2009) e na interface osso cortical e trabecular (Akça et al., 2008; Baggi et al., 2008), porisso, deve-se levar em consideração o desenho de rosca utilizado nestas regiões.

Devido à alta concentração de tensões nesta região, poderá acarretar prejuízo estético (Hall et al., 2007), muitas vezes irreversível. Os estudos mostram que o aumento do contato entre o implante e osso cortical e o formato do implante (Cruz et al., 2003), como o formato do seu pescoço (Yu et al., 2009), são importantes para a distribuição das tensões nesta região.

Quando há um comprometimento da crista óssea, que corresponde ao osso cortical, ocorre a mudança na distribuição das tensões. Qian et al., 2009,. concluíram que quando há um comprometimento desta região, os implantes devem ser inseridos com maior profundidade para melhor distribuir as tensões

O diâmetro e o comprimento dos implantes também são de grande importância na distribuição das tensões (White et al., 1994; Brink et al., 2007; Anitua et al., 2010; Tu et al., 2010). Em nosso estudo, foram padronizados ao máximo, tanto o tamanho quanto o diâmetro dos implantes utilizados, para que o resultado final fosse o mais correto possível. Com o aumento do diâmetro do implante (Brink et al., 2007; Georgiopoulos et al., 2007; Anitua et al., 2010) e, conseqüentemente, o aumento do contato ósseo com o mesmo (Huang et al., 2007), a distribuição das tensões ocorrem de maneira mais favorável.

O comprimento, que também foi padronizado neste estudo, não é de grande importância para a variação da distribuição das tensões (Ding et al., 2008), apesar que, em regiões que apresentam osso tipo III e IV (Tada et al., 2003), o comprimento pode interferir na distribuição das tensões (White et al., 1994; Ding et al., 2008; Guan et al., 2009; Tu et al., 2010) e, conseqüentemente, na manutenção da osseointegração.

O que devemos observar é que, a maioria dos casos que se apresenta na clínica, possui limitações ósseas e anatômicas que determinam, muitas vezes, a seleção do diâmetro e altura dos implantes.

A confecção das coroas metalocerâmicas, o tamanho e diâmetro dos implantes, os seus posicionamentos feitos por meio de guia de perfuração, as cargas aplicadas e um minucioso ajuste oclusal, também foram padronizados para os experimentos.

O posicionamento dos implantes pode interferir diretamente na distribuição das tensões, como foi concluído por Ueda et al. (2004). Em contrapartida, Itoh et al. (2004), Cruz et al. (2009), Nishioka et al. (2009) concluíram que este fator não altera significativamente em relação à concentração das tensões.

Baseados nos achados de Brosh et al. (1998), que comprovaram que pilares instalados de forma angulada geram aumento de tensões na região coronal, podendo ocasionar perda óssea, a guia de perfuração, auxiliou na padronização dos pilares protéticos e na confecção das coroas metalocerâmicas, para que isso não ocorresse.

Alguns fatores foram observados na literatura focando a participação do tipo de prótese, do material utilizado (Suedam et al., 2009), da adaptação das mesmas (Binon et al., 1994; Millington; Leung, 1995; Markarian et al., 2007), tipo de conexão (Cehreli et al., 2004; Bernardes et al., 2007; Canay; Akça, 2009; Nishioka et al., 2009), da altura e diâmetro dos componentes (Suedam et al., 2009).

As coroas metalocerâmicas empregadas sobre os implantes nesta pesquisa, foram devidamente confeccionadas, com correta adaptação aos pilares, que, se não fosse tomado os devidos cuidados, poderia ocasionar diferentes resultados dos obtidos (White et al., 1994; Bernardes et al., 2007).

Além do formato dos implantes, do tipo de prótese utilizada, a incidência e intensidade das tensões, também foram padronizadas. Estudos mostram que implantes submetidos às excessivas cargas oclusais, acarretam perdas ósseas (Deines et al., 1993; Itoh et al., 2004; Ding et al., 2008; Canay; Akça, 2009, Ding et al., 2009; Qian et al., 2009; Guan et al., 2010; Pellizzer et al., 2010) , principalmente na região cervical (White et al., 1994).

Sabe-se que a problemática das cargas excessivas é um dos fatores de maior relevância na manutenção da osseointegração (Guan et al., 2010). As cargas oblíquas, principalmente, são as mais nocivas (Canay; Akça, 2009) gerando tensões inadequadas ou traumáticas, quando a oclusão está desajustada (Qian et al., 2009), independentemente do formato de implantes utilizados (Canay; Akça, 2009). Em contrapartida, Ding et al. (2009) e Qian et al. (2009) compararam implantes de diferentes diâmetros, 3.3 e 4.1mm, submetidos às cargas oblíquas, verificando que o aumento do diâmetro foi relevante para melhorar a distribuição das tensões.

Nesta pesquisa só foram executados carregamentos axiais devido às limitações do experimento. Estudos posteriores devem ser realizados para análise dos implantes pesquisados, quando submetidos às cargas oblíquas.

7 CONCLUSÕES

1. Os implantes RNSP e TE revelaram maiores tensões na região do pescoço e plataforma.
2. Implantes de plataforma reduzida, AK e BL (platform switching), preservam melhor a região cervical periimplantar do tecido ósseo
3. O implante RNSP foi o que apresentou o pior desempenho para a região cervical do implante.
4. O implante MKIII foi o que apresentou maiores tensões localizadas na região apical.
5. Os desenhos dos implantes avaliados apresentaram bom desempenho das tensões desenvolvidas nas roscas dos implantes, importantes para a manutenção e sobrevida da osseointegração.
6. O desenho dos implantes é relevante na distribuição das tensões às estruturas de suporte ósseo.

REFERÊNCIAS¹

Akkocaoglu Murat , Uysal Serdar, Tekdemir Ibrahim , Akça Kivanc , Cehreli Murat Cavit . Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clinical Oral Implant Reser.* 2005;16:202-9.

Akça K, Fanuscu MI, Caputo AA. Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont.* 2008 Dec;17(8):616-20.

Akça K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission on internal cone implants. *Int Journal Periodontics Restorative Dent.* 2008 Aug; 28(4):391-99.

Akça K, Kokat AM, Sahin S, Iplikcioglu H, Cehreli M.C. Effects of prosthesis design and impression techniques on human cortical bone strain Harold oral implants under load. *Med Eng Phys.* 2009 Sep; 31(7):758-63.

Anitua E, Tapia R, Luzuriaga F, Orive G. Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *The Int J Periodontics Restorative Dent.* 2010;30(1):89–95.

Assunção WG, Gomes EA, Barão RVA. Stress analysis in simulation models with or without implant threads representation. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(6):1040–44.

Baggi L, Cappeloni J, Di Guolamo M, Maceri F, Vacio G. The influence of implant diameter and light on stress distribution of osseintegrated implants related to cristal bone geometra: a three dimensional finite element analysis. *J. Prostet Dent.* 2008 Dec;100(6):422-31.

Bernardes SR, Araújo CA, Fernandes Neto AJ, Neves FD. Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/ implante. *Robrac.* 2007;19-26.

1 - De acordo com Estilo Vancouver

Binon P, Sutter F, Beaty K, et al. The role of screws in implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(Suppl):48-63.

Brånemark P-I, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallen O et al. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1977; 11 (suppl 16): 1-132.

Brink J, MerawSJ, Sament DP. Influence of implant diameter on surrounding bone. *Clin Oral Implants Res*. 2007 Oct;18(5):563-8.

Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am Journal Orthodont*. 1975;67(1):1-10.

Brosh T, Pilo R, Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant bone interface: comparison between two experimental techniques. *The Journal Prosthet Dent*. 1998 March; 79(3):328-34.

Campos JA, Passaneli E, Nahás D, Janson WA. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte I - Campo de aplicação. *Estomat Cult*. 1986;16(1):10-5.

Canay S, Akça K. Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dentistry*. 2009 Jun;18(3): 239-48.

Caputo AA & Standlle JP. *Biomechanics in clinical dentistry*. Quintessence, Chicago: 1987.

Cehrieli M , Duyck J, Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer: A photoelastic and strain-gauge analysis. *Clin Oral Impl Res*. 2004; (14): 249-57.

Cocchetto R, Traini T, Caddeo F, Celletti R. Evaluation of hard tissue response around wider platform switched implants. *International Journal Periodontics Restorative Dent*. 2010;30(2):163-71.

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Cruz S. Three dimensional finite element stress analysis of cuneiform geometry implant. *Inter Journal Oral Maxillofac Implant.* 2003;18(5):675-84.

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

Cruz M, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Cruz S. Finite elements stress analysis of dental prostheses supported by straight and angled implants. *Int Journal of Oral & Maxillof Implants.* 2009;24(3):391-403.

Deines Donna N, Eick J David, Cobb Charles M, Bowles C Quinton, Johnson Charles M. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implants designs. *Int Journal of Periodontics Rest Dent.* 1993; 13:541-9.

Ding Xi, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of diameter and lenght distribution of alveolar crest around immediate loading Implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2008; Sep (9):279-87.

Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Implant bone interface stress distribution in immediately load implants of different diameters: a three dimensional finite element analysis. *Journal of Prosthodontics.* 2009; 18:393-402.

Faeg S, Muftu S. Load transfer along the bone dental implant interface. *Journal of Biomechanics.* 2010;48:1761-70.

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

Georgiopoulos B, Kalioras K, Provatidis C, Manda M, Koidis P. The effects of implant length and diameter prior to and after osseointegration: A 2D finite element analysis. *Journal of Oral Implantology.* 2007; 33 (5):243-56.

Glauser R, Rée A, Lundgren AK, Gottlow J, Schar P. *Clinical Implant Dentistry Related Research.* 2001;3(4):204-13.

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

Guan H, Staden R V, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Neil M. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a element finite study. *Int Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24:866-76.

Guan H, Staden RV, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Neil M. Evaluation of multiple implant bone parameters in stress characteristics in the mandible under traumatic loading conditions. *Int Journal Maxillofac Implants.* 2010;25:461-72.

Hall JAG, Payn AGT, Purton DG, Torr B, Duncan WJ, De Silva RK. Immediately restored, single tapered implants in the anterior maxila: Prostodontics a esthetic outcomes after 1 Year. *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* 2007; 9(1):34-45.

Hanggi Michael P., Hanggi Daniel C., Schoolfield John D., Meyer Jurg, Cochran David L, Hermann Joachim S. crestal bone changes around titanium implants. Part I: A retrospective radiographic evaluation in humans comparing two non- submerged implants designs with different machined collar lengths. *J. Periodontol.* 2005; 76:791-802.

Huang Heng-Li , Chang Chin-Han , Hsu Jui-Ting , Fallgatter Alison M. , Ko Ching-Chang. Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22:551–62.

Huang Heng Li, Huang Jehn Shyun, Ko Ching Chang, Hsu Jui Ting, Chang Chih Han, Chen Michael YC. Effects of splinted prosthesis supported a wide implants or two implants: a three dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implant Res.* 2005;16:466-72.

Ichikawa T,Kanitani H, Wigianto R, Kawamoto N, MatsumotoN. Influence of bone quality on the stress distribution: na in vitro experiment. *Clin Oral Implant Res.* 1997;8:18-22.

Itoh Hidemi, Caputo Angelo A, Kuroe Toshifumi, Nakahara Hiroko . Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations Int J Periodontics Restorative Dent. 2004;24 47-55 .

Laganá, D. C. Estudo comparativo do comportamento biomecânico das próteses removíveis de extremidade livre e das próteses parciais fixas em cantilever. Análise fotoelástica das reações das estruturas de suporte. 1992. 221 f. Tese (Doutorado em Prótese Dental) – Faculdade de Odontologia, Universidade de São Paulo, São Paulo.

Lin L, Wang JC, Ramp C, Liu PGR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density and loading. International Jour Oral Maxillofac Implants. 2008;23:57-64.

Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching; is there any biomechanical rationale?. Clinical Oral Implants Res. 2007; Oct18(5):581-4.

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 analysi. Journal of Prosthodontics. 2007(March-April);16(2):117-22.

Millington ND, Leung T. Inaccurate fit of implant superstructures. Part 1: Stresses generated on the superstructure relative to the size of fit discrepancy. The International Journal of Prosthodontics. 1995; 8(6): 511-6.

Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In Misch CE, editor: Contemporary Implant Dentistry. Ed 2, St Louis, 1999, Mosby.

Misch CE. Implantes dentais Contemporâneos/ Carl E. Misch; (tradução Isabella de Jesus Pasolini). Rio de Janeiro- Br : Elsevier, 2009. Capítulo 11, 200-29.

Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka L, Nogueira BM. External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: strain gauge analysis. Implant Dentistry. 2009; 18 (6): 512-20.

Noonan MA. The use of photoelasticity in a study of cavity preparations. J Dent Child. 1949; 16(4):24-28.

Pellizzer EP, Antenucci R, Mary F, Carvalho PSP, Jr JFS, Moraes SLD, Carvalho BM. Photoelastic analysis of the influence of platform switching on stress distribution in implants. Journal of Oral Implantology. 2010; 36(6):419-24.

Pessoa RS, Vaz L G, Marcantonio JE, Sloten JV, Duyck J, Jaecques SV.N. Biomechanical evaluation of platform switching in different implant protocols: Computed Tomography-based three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2010;25:911–19.

Qian L , Todo M, Matsushita Y, Kiyoshi K. Effects of implant diameter, insertion depth, and Loading angle on stress/strain fields in implant/jawbone systems: Finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:877–87.

Rahimi A, Bourauel C, Jager A, Gedrange T, Heinemann F. Load transfer by fine threading the implant neck- a FEM study. Journal of Physiology and Pharmacology. 2009;60 Suppl8 107-12.

Romanos EG, Nentwig GH. Single molar replacement with a progressive thread design implant system: a retrospective clinical report. The International of Oral Maxillofacial Implant. 2000; 15(6):831-36.

Schenk Robert K & Buser Daniel. Osseointegration: a reality. Periodontology 2000. 1998; 17:22-35.

Shen Wan-Ling S, Chen-Sheng Chen, Hsu Ming-Lun . Influence of implant collar design on stress and strain distribution in the crestal compact bone: A three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implant. 2010;25:901–910.

Shin YK, Han CH, Heo SJ, Kim S, Chun HJ. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. Int Journal Maxillof Implants. 2006; 20(5):789-94.

Steingenga J, Shammari KAI, Misch C, Jr FHN, Wang HL. Effects of Implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J. Periodont.* 2004;75:1233-41.

Suedam V, Souza EAC, Moura MS, Jacques LB, Rubo JH. Effect of abutment's height and framework alloy on the load distribution of mandibular cantilevered 4implant supported prosthesis. *Clin Oral Implan Res.* 2009; 20:196-200.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants:a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003; May-Jun18(3):357-68.

Tayer HH, Caputo AA. Photoelastic analysis of overdenture attachments. *J Prosthetic Dent.* 1980;43(6):611-17.

Tu MG, Hsu JT, Fuh L, Lin DJ, Huang HL. Effects of cortical bone thickness and implant length on bone strain and interfacial micromotion in an immediately. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2010;25:706-14.

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res.* 2004; 18(1):45-52.

Yu W, Jang YJ, Kyng HM. Combined influence of implant diameter and alveolar ridge width on crestal bone stress: a quantitative approach. *The Int Journal Oral Max Implants.* 2009 Jan- Fev 24(1):88-95.

Wang R F, Kang B, Lang L A, Razzog M E. The dynamics natures of implant loading. *J Prosthet Dent.* 2009; Jun 101(6): 359-71.

White SN, AA Caputo, Anderkrist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported. *J Prost Dent.* 1994; May 71(5):493-9.