

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÃO EM IMPLANTES DENTÁRIOS COM PROTOCOLO TIPO BRANEMARK

Paulo César Simamoto Júnior

Universidade Federal de Uberlândia, Escola Técnica de Saúde, Av. Amazonas s/n, Campus Umuarama, 4k08.
Uberlândia – MG psimamoto@foufu.ufu.br

Lia Dietrich

Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia, Av. Amazonas, 1720, Campus Umuarama, 2B24.
Uberlândia – MG lia_dietrich@yahoo.com.br

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Av. Limeira, 901, Cep 13414-903,
Piracicaba-SP, nobilo@fop.unicamp.br

Flávio Domingues das Neves

Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Odontologia
neves@triang.com.br

Cleudmar Amaral Araujo

Universidade Federal de Uberlândia, Faculdade de Engenharia Mecânica, Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 1M
Campus Santa Mônica, CEP: 38400-089, Uberlândia – MG cleudmar@mecanica.ufu.br

Resumo: *Este trabalho teve por objetivo avaliar a influência “in vitro” da alteração do número (três e cinco) e do diâmetro (regular/3,75mm e largo/5,00mm) de implantes dentários em protocolos tipo Brånemark. Foram confeccionadas nove infra-estruturas metálicas em Ti, com medidas aproximadas do protocolo tipo Brånemark Novum e “cantilever” de 15 mm, divididas em três grupos: Grupo Controle com cinco implantes, 3,75mm de diâmetro (n=5), Grupo Regular, com três implantes, 3,75mm de diâmetro (n=3) e Grupo largo com três implantes e 5,00 mm de diâmetro. A análise do gradiente de tensões foi feita através da técnica da fotoelasticidade de transmissão plana, utilizando nove modelos fotoelásticos confeccionados de forma que a simular aproximadamente a região anterior da mandíbula. Os modelos foram montados em suporte próprio e levados ao polariscópio circular, com carregamento de 1,39 kgf em um dos “cantilevers”. Foram analisados 16 pontos distribuídos a aproximadamente 1 mm do contorno externo dos implantes. Os valores encontrados para tensão cisalhante (τ), mostraram que o diâmetro dos implantes influencia a distribuição das tensões no modelo experimental, diminuindo os valores absolutos e distribuindo melhor as tensões pelo conjunto. O Grupo Regular apresentou maiores valores absolutos de tensão que os demais, sendo que nas áreas opostas à aplicação da força, os níveis de tensão foram bastante reduzidos.*

Palavras-chave: *Implantes dentários, Fotoelasticidade, Biomecânica, Tensão.*

1. INTRODUÇÃO

Resultados favoráveis referentes ao protocolo original desenvolvido por Brånemark, relativos à estabilidade e previsibilidade do seu uso, acentuaram experiências clínicas similares com abreviação numérica dos implantes suportes, alteração do tipo de junção e remodelamento dos componentes constituintes das próteses (Skalak, 1983, Engstrand et al., 2003 e Attard and Zarb, 2004).

Embora a reabilitação oral por implantes osseointegrados seja realidade nos dias atuais, ainda persiste uma grande demanda de pacientes edêntulos na busca por procedimentos reabilitadores dotados de maior eficiência mastigatória (Misch, 1996), funcionalidade e menor agravante psicológico (Trulsson et al., 2002). Pesquisas prudentes no campo da otimização e simplificação do protocolo Brånemark apresentam-se como alternativa viável a popularização da implantodontia na reabilitação de pacientes edêntulos (Duyck, 2000, Henry et al., 2003, Van Steenbhe et al., 2004 e Naconecy, 2006, Velde, et al., 2007). Estudos clínicos em longo prazo, eventualmente sugeriram que os implantes de titânio utilizados para substituição dentária poderiam ser reduzidos em número e dimensão e ainda fornecer função confiável durante décadas (Brånemark et al., 1995 e Brånemark et al., 1999).

Para Sadowsky e Caputo (2004) estudos *in vitro* por meio de análise fotoelástica em modelos experimentais permitem restringir variações inerentes a pacientes e operadores. Embora a análise das tensões pelo método fotoelástico possua limitações inerentes a sua capacidade de aproximação do modelo real, anisotrópico e com dimensões não homogêneas, impossíveis de serem avaliados em um único estudo laboratorial e clínico. A técnica utilizada nesse estudo pode ser perfeitamente empregada para explicar ocorrências empíricas comuns na prática clínica e de novos modelos e protocolos para o tratamento com implantes.

O objetivo do presente trabalho é analisar qualitativamente e quantitativamente as tensões geradas em modelos fotoelásticos decorrentes de cargas aplicadas em prótese sobre implantes tipo protocolo Brånemark com mesma geometria, diferindo apenas no número de implantes e seus diâmetros.

2. MATERIAL E MÉTODO

Foram confeccionados dois modelos mestres, mostrados na figura 1, com três paredes planas em aproximação a conformação da mandíbula (Barbosa, 2007), utilizando como referência para a disposição dos implantes, o sistema de barras pré-fabricadas tipo Novum®, com três implantes, sendo dois nas extremidades próximos ao forame mentoniano e um implante central na região de sínfise mentoniana (Henry et al., 2003, Van Steenbhe et al., 2004), o primeiro com cinco réplicas de implantes regulares de 3,75mm de diâmetro (013020, Conexão, São Paulo, Brasil) e o segundo com três réplicas de 5,00 de diâmetro (013030, Conexão, São Paulo, Brasil).

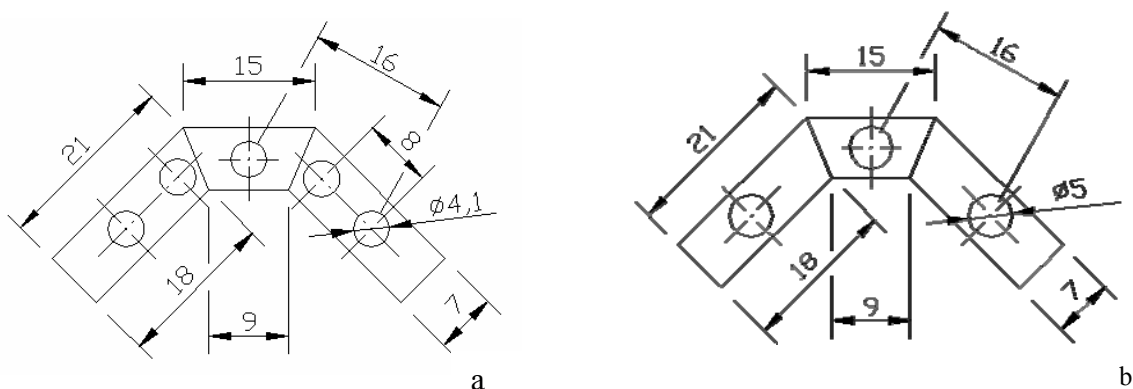


Figura 1:a) Modelo para implantes de diâmetro regular b) Modelo para implantes de diâmetro largo.

Sobre os modelos foram confeccionadas, nove infra-estruturas protéticas para próteses tipo protocolo, divididos em três grupos: Grupo C (Controle com cinco implantes 3,75mm de diâmetro; n=3); Grupo R (Regular, com três implantes de 3,75mm de diâmetro) e Grupo L (Largo, com três implantes de 5,00mm de diâmetro). As infra-estruturas foram elaboradas com pilares em titânio (4.1, 055024; 5.0, 055034; Conexão, São Paulo, Brasil), aparafusados diretamente sobre as fixações e conectados por barras de titânio com 3,00mm de diâmetro (400304, Conexão, São Paulo, Brasil), as quais foram unidas aos pilares por meio de soldagem a laser. Foram realizados dois pontos de solda em cada área, para fixação prévia das barras, em seguida, toda extensão de contato entre a barra e o pilar foram soldados por meio de irradiação de múltiplos pulsos sobrepostos, com energia de 340 Volts e pulso 9,0 ms com foco e frequência regulados em zero. Houve sobreposição dos feixes laser de 50%. Os braços suspensos foram padronizados com extensão de 15 mm a partir dos pilares mais externos (Hart et al., 2006).

Os implantes foram padronizados com comprimento de 13 mm, eram devidamente fixados nos respectivos pilares com torque manual de 20 N/cm, para posteriormente serem posicionados sobre um molde acrílico, com dimensões similares aos modelos mestres, alterando apenas as espessuras das paredes para 9,5mm. Com o conjunto (infra-estrutura/implante) devidamente fixado, era preparada a resina fotoelástica flexível (CMR-201; Polipox, São Paulo), para controle da qualidade de processamento do modelo após o tempo de manipulação inicial da resina, a mesma era submetida à câmara de vácuo por 25 minutos. Após o período de 24h o modelo fotoelástico era removido do molde, levado ao polariscópio circular para avaliação da presença ou não de tensões residuais e posteriormente fixado sobre base móvel metálica pelo auxílio de guias posicionadas nas laterais da mesma, buscando sempre padronização de posição para todos os modelos, para posterior adaptação no polariscópio circular vertical (Figura 02). A base móvel também permite a movimentação vertical do modelo em três posições, condizentes com as faces a serem analisadas.

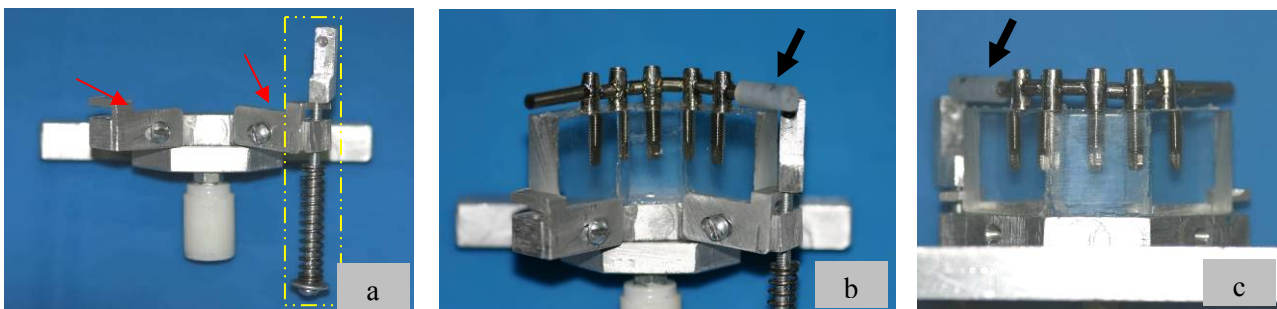


Figura 02: a) Base móvel com guias para fixação indicados pelas setas e sistema de carregamento por mola em destaque; b) e c) Modelo fotoelástico fixado sobre a base, visão posterior e anterior, respectivamente. As setas largas destacam os batentes plásticos.

No sentido de padronizar a posição e direção do carregamento, foram confeccionados batentes em material plástico, os quais eram encaixados no extremo livre de um dos braços suspensos das infra-estruturas e possuíam na sua superfície uma concavidade a qual se ajustava o dispositivo de carregamento o qual era ativado por mola, com valor de referência para a força de compressão calculada para a mola de 1,33 kgf (Figura 02b e 02a).

Todo aparato era então montado em uma mesa adaptadora, desenvolvida para o polariscópio vertical (Figura 3), tendo como característica principal permitir a movimentação horizontal (Figura 3.1b) do modelo, já que a leitura da ordem de franjas seria realizada nas três faces do mesmo.

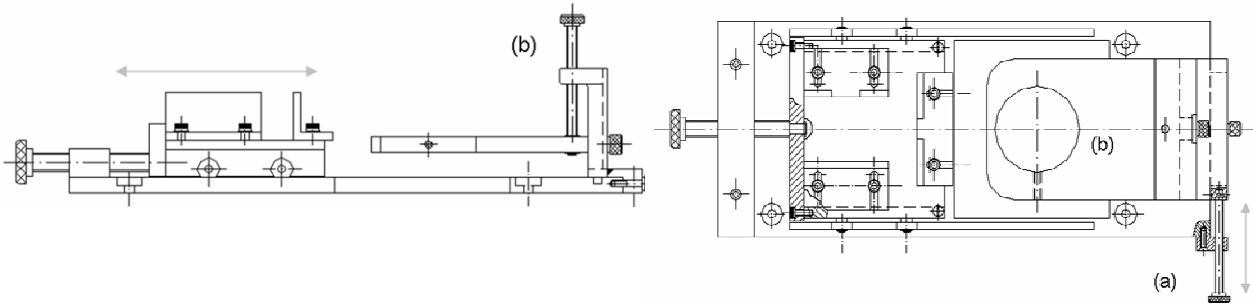


Figura 03: No desenho à esquerda, vista frontal da mesa adaptadora da amostra para o polariscópio vertical, à direita, sua vista superior.

Para a padronização da leitura das ordens de franja foi projetada uma grade alinhada ao longo do corpo do implante. O objetivo da leitura era registrar a Tensão Cisalhante Máxima (τ) em 16 pontos ao longo dos implantes, com distância de 1 mm dos mesmos (Bernardes et al., 2005). Os implantes avaliados encontram-se nos extremos livres e na região de sínfise mandibular, sendo essa configuração constante para todas as amostras, totalizando a leitura, de três implantes para cada amostra, num total de 48 pontos avaliados (Figura 4), sendo três amostras por grupo.

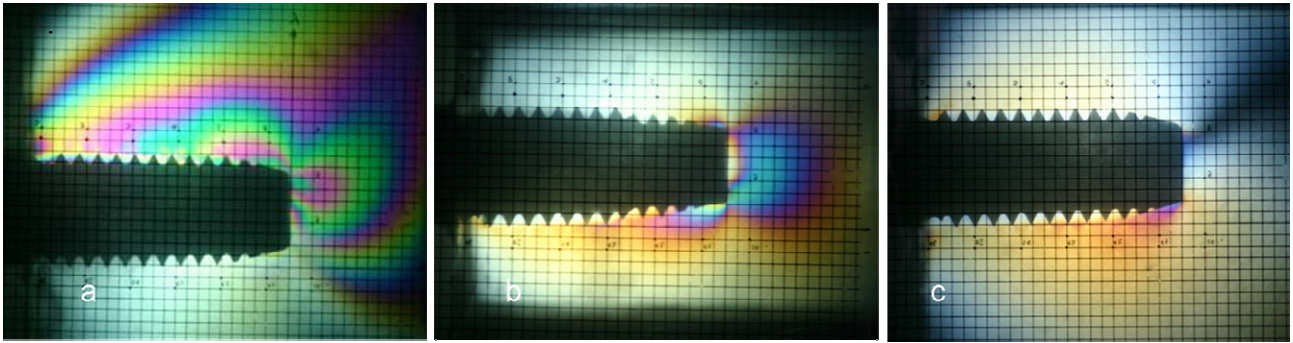


Figura 04: a. Imagem dos pontos de leitura para o implante mais próximo ao carregamento; b. implante na região de sínfise mandibular; c. implante oposto ao carregamento. Os pontos sempre iniciam na região superior da imagem, sendo os pontos mais apicais 6, 7, 8, 9, 10 e 11.

A principal característica dos materiais fotoelásticos é que estes materiais respondem às tensões/deformações por meio de mudança nos índices de refração nas direções das tensões principais. A diferença entre os índices de refração nos dois planos principais é proporcional à diferença das tensões principais. Para determinar a tensão cisalhante (τ), de acordo com Dally e Riley (1978), tem-se que:

$$\tau = \frac{\sigma_1 - \sigma_2}{2} = \frac{KN}{2b} \quad (1)$$

Onde σ_1 e σ_2 são as tensões principais no ponto, K é a constante ótica determinada por calibração, N é a ordem de franja no ponto e b é a espessura do modelo. Utilizando a equação (1), foram determinadas as tensões cisalhantes para cada ponto analisado, considerando a constante ótica da resina fotoelástica de 0,25 N/mmfr (Bernardes et al., 2005; Barbosa, 2006). Para cada ponto de tensão, determinaram-se as direções das tensões principais por meio das isoclínicas e em seguida as ordens de franja utilizando as isocromáticas. As ordens de franja fracionárias foram determinadas utilizando o método de compensação de Tardy (Dally and Riley, 1978). A espessura do modelo fotoelástico, mantida uniforme em todos os planos, por molde confeccionado em

acrílico, foi de 9,5 mm. Os dados foram tabulados, sendo determinado os valores médios de cada grupo analisado.

3. RESULTADOS

As amostras foram divididas em três grupos, os quais para padronização receberam letras e números específicos, as letras maiúsculas indicam o grupo principal: **C**, controle, 5 x 3,75mm; **R**, regular, 3 x 3,75mm e **L**, 3 x 5,00 mm. As letras minúsculas indicam a posição do implante avaliado dentro da amostra: **a**, implante próximo a região de carregamento; **b**, implante na região central equivalente a região de sínfise mandibular e **c**, implante oposto ao carregamento.

A figura 5 mostra a distribuição de tensão nos 16 pontos analisados para os três grupos estudados na posição (a). Pode-se observar um mesmo padrão de tensão para os grupos, no implante mais solicitado, na aproximação de um contato oclusal no lado de trabalho. Contudo os valores absolutos da tensão cisalhante (τ) foram relativamente menores no grupo L, cujo diâmetro dos implantes são de 5,00 mm. A redução do número de implantes para essa situação não mostrou interferência significativa na distribuição do padrão de tensão para o osso. A tensão cisalhante máxima de aproximadamente 35 Kpa ocorreu no ponto 8 em todos os grupos. A distribuição de tensão foi similar nos 16 pontos analisados para os três grupos.

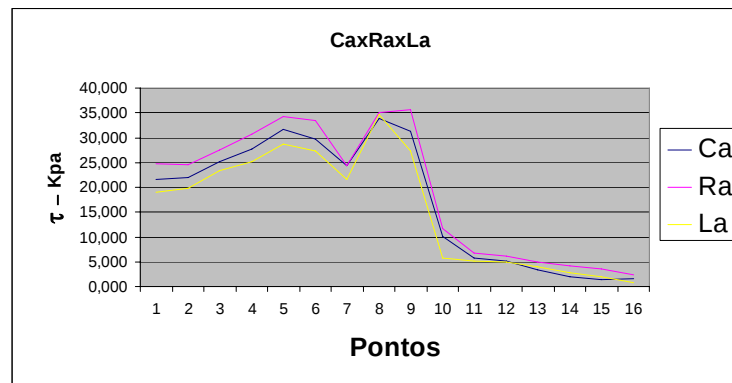


Figura 5 - Valores médios de tensão cisalhante (τ), para os implantes mais próximos da região de carregamento nos três grupos analisados.

A figura 6 mostra a distribuição de tensão nos 16 pontos analisados para os três grupos estudados na posição (b). Pode-se observar um padrão aproximado de tensão para os três grupos, sendo o grupo controle com cinco implantes, o que apresentou menores valores absolutos. O diâmetro foi novamente significativo na distribuição da tensão, podem ser observados menores valores nos pontos da região cervical dos mesmos (Pontos 1, 2, 15 e 16), acompanhando o Grupo Cb, fato não observado no Grupo Rb.

A figura 7 mostra a distribuição de tensão nos 16 pontos analisados para os três grupos estudados na posição (c). Pode ser observado um padrão menos uniforme entre os grupos, com visível interferência do número de implantes para a distribuição da tensão nos três grupos estudados, já que o Grupo C, apresentou menores valores absolutos de tensão cisalhante do que os grupos com três implantes. Em regiões distintas, os Grupos Rc e Lc, mostraram alternância com relação a tensão gerada no modelo (Pontos 6, 7, 8, 9, 10, 12, 13), contudo mostram valores aproximados de tensão na região cervical entre os dois grupos, sendo que foram observados valores mais baixos de tensões cisalhantes para o grupo controle.

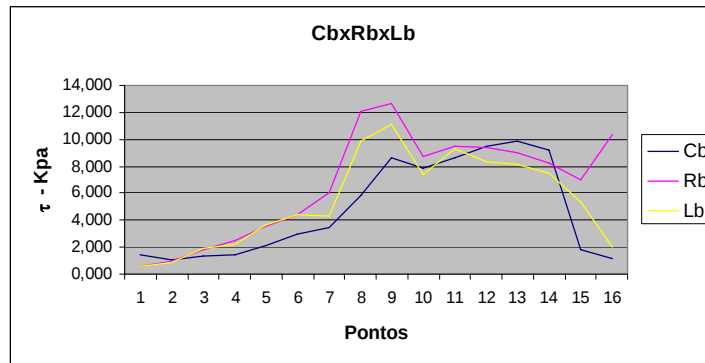


Figura 6 - Valores médios de tensão cisalhante (τ), para implantes localizados na região da sínfise mandibular.

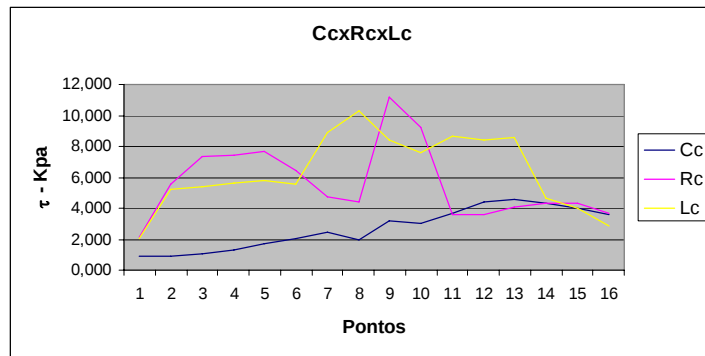


Figura 7 - Valores médios de tensão cisalhante (τ), para implantes localizados na região oposta ao carregamento.

4. DISCUSSÃO

Neste estudo a análise da distribuição de tensão em um modelo experimental aproximado da região anterior da mandíbula, com ênfase para o espaço entre os forames mentonianos, quando aplicado carregamento em braço suspenso (*cantilever*), em infra-estruturas metálicas sobre implantes, simulando próteses tipo protocolo Brånemark, foram afetadas pela variação do diâmetro e número de implantes embora o primeiro tenha sido fator mais relevante nos grupos estudados. De modo geral, avaliando os três implantes estudados em cada, Grupo L apresentou comportamento próximo ao Grupo C, sendo os resultados menos favoráveis para o Grupo R.

Os valores absolutos para o primeiro implante (a) na região de maior solicitação, excederam os valores encontrados nos demais implantes (b, c), em regiões ósseas críticas, para a osseointegração, como a região cervical, o número de implantes na configuração das próteses não demonstrou interferência para diminuição dos valores encontrados (Figura 5). Naconecy 2006, avalia que do ponto de vista clínico, é preferível que as forças sejam mais uniformemente distribuídas entre todos os pilares suporte e não concentradas em um determinado pilar.

Em seu estudo o autor encontrou a semelhança deste trabalho, magnitudes de forças consideravelmente maior no implante mais próximo ao carregamento, independente do número de implantes suportes (três ou cinco). Também outros autores Skalak, 1983; Duyck, 2000, observaram em seus trabalhos que o implante distal de uma prótese tipo protocolo recebe elevadas forças compressivas, sendo mínimo o dobro da carga aplicada devido ao efeito de alavanca do *cantilever*.

Foi observado neste trabalho, bons resultados demonstrados pelo Grupo L, o qual em avaliação dos valores absolutos apresentou índices menores de tensão para os implantes mais solicitados (a) e de modo geral, nos demais implantes, acompanharam o Grupo C. O que pode ser observado em algumas poucas avaliações clínicas, com resultados favoráveis, para protocolos com número de três implantes e diâmetro largo, quando comparados a protocolos com cinco implantes (Henry et al., 2003, Van Steenbhe et al., 2004, Velde, et al., 2007).

Para os implantes regulares, o fator diâmetro, teve influência quando se dava alteração do número de fixações, aumentando relativamente no Grupo R para os implantes b e c a tensão ofertada ao modelo. O que vai de encontro com outros trabalhos (Duyck, 2000, Naconecy, 2006) onde implantes regulares de 3,75mm de diâmetro, na configuração de número três, apresentaram os maiores níveis de tensão, quando comparados a modelos com quatro e cinco implantes.

De acordo com outros trabalhos, estudos experimentais apresentam uma série de limitações, fato que gera a impossibilidade de generalização dos resultados, para outras situações distintas a modelada nesse experimento, as quais são encontradas clinicamente (Sadowsky e Caputo, 2004, Naconecy, 2006). Para tanto outros trabalho, inclusive clínicos, devem ser elaborados a continuação deste, analisando a influência do tipo de osso, alterações sistêmicas, sexo do paciente, hábitos, relação antagonista, novos materiais, adaptação dos pilares, variação dos comprimentos dos implantes, entre outros fatores determinantes para o sucesso da reabilitação oral.

5. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste trabalho, de acordo com os resultados obtidos pode-se concluir que:

- Os maiores níveis de tensão ocorrem no implante externo próximo ao carregamento aplicado sendo independente do diâmetro e do número de implantes;
- A redução do número de fixações afetou de maneira mais significativa, os implantes regulares com diâmetro de 3,75mm;
- O acréscimo no diâmetro dos implantes mostrou-se efetivo ao diminuir os valores de tensão cisalhante, ao redor das fixações com 5,0mm de diâmetro.

6. AGRADECIMENTOS

A empresa Conexão Sistema de Próteses, pelo suporte a pesquisa. Ao Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide da Faculdade de Engenharia Mecânica/UFU onde foram realizados os ensaios experimentais deste trabalho.

7. REFERÊNCIAS

- Attard, N.J and Zarb, G.A. 2004. "Long-term treatment outcomes in edentulous patient whit implant-fixed prostheses: The Toronto study", Int J Prosthodont, Vol 17, pp 417-424.
- Barbosa, G.A.S. 2006 " Avaliação do ajuste pilar UCLA/implante e da tensão gerada ao redor dos implantes após procedimentos de fundição em monobloco e soldagem a laser de infraestruturas confeccionadas em diferentes materiais, [Tese Doutorado], Universidade Estadual de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, pp 212.

- Bernardes, S. R. 2005 “Análise fotoelástica da distribuição de tensões em diferentes junções pilar/implante”, Implant News, Vol
- Dally, J. W. and Riley, W. F. 1978, “Experimental stress analysis”, 2 Ed, Tokyo: Mc Graw-Hill Kogakusha, Ltda.
- Engstrand, P. Et all. 2001. “Brånemark Novum: Prosthodontic and dental laboratory procedures for fabrication of fixed prosthesis on the day of surgery”, Int J Prosthodont, Vol 4, pp 303-9.
- Hart, C.N. et all. 2006. “Evaluation of welded titanium joint used with cantilevered implant-supported prostheses”, J Prosthet dent, Vol 96, pp 25-32.
- Henry, P. J. et all., 2003. “Propective multicenter study on immediate rehabilitation of edentulous lower jaws according to the Brånemark Novum Protocol”, Clinical Implant Dentistry & Related Research, Vol 5, pp 137-42.
- Misch, C.E. 1996. “Implantes Odontológicos Contemporâneos”, São Paulo, Pancast, pp 795.
- Sadowsky, S.J. and Caputo, A.A. 2004. “Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs”, J Prosthet Dent, Vol 92, pp 328-36.
- Naconecy, M. M. 2006. “Força e momento fletor em pilares de prótese tipo protocolo Brånemark em função da inclinação dos implantes distais e do número de pilares”, [Tese Doutorado], Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, pp 95.
- Van Steenberghe, D. et all., 2004. “The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in edentulous mandible: 1-year follow up study on 50 consecutive patients”, Clinical Oral Implants Research, Vol 30, pp 377-81.

Stress Distribution in Dental Implants with Brånemark Protocol

Paulo César Simamoto Júnior

Federal University of Uberlândia, School Technique of Health, Av. Amazonas s/n, Campus Umuarama, 4k08.
Uberlândia – MG, psimamoto@foufu.ufu.br

Lia Dietrich

Federal University of Uberlândia, School of Dentistry, Av. Amazonas, 1720, Campus Umuarama, 2B24.
Uberlândia – MG, lia_dietrich@yahoo.com.br

Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

State University of Campinas, School Dentistry of Piracicaba, Av. Limeira, 901, Cep 13414-903, Piracicaba-SP,
nobilo@fop.unicamp.br

Flávio Domingues das Neves

Federal University of Uberlândia, School of Dentistry, Uberlândia – MG
neves@triang.com.br

Cleudmar Amaral Araujo

Federal University of Uberlândia, College of Engineering Mechanics, Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 1M,
Campus Santa Mônica, CEP: 38400-089, Uberlândia – MG cleudmar@mecanica.ufu.br

Abstract: *This work was aimed to evaluate the influence "in vitro" of the change in the number (three and five) and diameter (regular / 3.75 mm and wide / 5.00 mm) of dental implants in type Brånemark protocols. Were made nine infrastructure in Ti metal, with approximate measures of the protocol type Brånemark Novum and "cantilever" of 15 mm, divided into three groups: Control Group with five implants, 3.75 mm in diameter (n = 5), Regular Group, with three implants, 3.75 mm in diameter (n = 3) and Wide Group, with three implants and 5.00 mm in diameter. The analysis of the gradient of tension was done by the Photoelastic technique, using nine photoelastic*

models prepared to simulate the previous region of the lower jawbone. The models were fitted to support it self and brought to the polaroscope, with loading of 1.39 kgf in one of the "cantilevers." They were examined 16 points distributed to about 1 mm in outer contour of the implants. The values found for tension (τ), showed that the diameter of the implants affect the distribution of tensions in the experimental model, decreasing the absolute best and distributing tensions by all. The Regular Group presented larger absolute values of tension, whereas in the areas opposed to the application of force, the levels of tension were very low.

Keywords: *Dental implants, Photoelasticity, Biomechanics, Stress.*