

ANÁLISE DAS TENSÕES EM PROTOCOLOS MANDIBULARES SUSTENTADOS POR TRÊS IMPLANTES COM DIFERENTES INCLINAÇÕES DO IMPLANTE DISTAL

Fabiane Maria Ferreira, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,
fabianemariaferreira@yahoo.com.br

Marina de Freitas Fratari Majadas, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,
marina_fratari@yahoo.com.br

Luisa de Andrade Lima Cavalcante, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,
luisa.cavalcante@gmail.com.br

Cleudmar Amaral de Araújo, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia,
cleudmar@mecanica.ufu.br

Paulo César Simamoto-Júnior, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,
psimamoto@foufu.ufu.br

Alfredo Júlio Fernandes-Neto, Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia,
alfredon@ufu.br

Resumo. Reabilitações tipo protocolo sobre implantes são críticas quando se considera distribuição de tensões na interface osso/implante, devido à extensão do cantilever. Esse estudo avaliou tensões induzidas nas regiões periimplantares de protocolos mandibulares com distintas configurações. Seis modelos fotoelásticos com 5 ou 3 implantes foram confeccionados, simulando mandíbula edêntula. O grupo controle (C) recebeu 5 implantes verticais e os demais modelos receberam 3 implantes variando a inclinação do implante distal (0° , 17° e 30°), e os pilares reto (S) ou angulado (A). Foi aplicada carga vertical em 2 pontos da infraestrutura: no implante distal e ao final do cantilever. O valor das ordens de franja [N] e a tensão cisalhante máxima foram determinados em 20 pontos do contorno do implante próximo ao carregamento. Análise estatística foi realizada por ANOVA seguido do teste Tukey's B ($\alpha=0,05$). Para o carregamento ao final do cantilever não houve diferença estatística entre os grupos ($p=0,195$). Para o carregamento do implante distal, os grupos S17 e S30 apresentaram-se diferentes estatisticamente em relação ao grupo C ($p=0,000$). O modelo C apresentou melhores resultados nos dois tipos de carregamento. Pilares angulados não apresentaram maiores valores de tensões variando tipo de carregamento. Diminuição do comprimento do cantilever, assim como a inclinação dos implantes distais, não foram significantes no carregamento ao final do cantilever. De modo geral, os valores das tensões foram maiores no carregamento ao final do cantilever que no implante distal.

Palavras chave: edentulismo, implantes inclinados, prótese dentária, fotoelasticidade

1. INTRODUÇÃO

A partir o protocolo original de Branemark, surgiram os protocolos alternativos mudando características como o número de implantes (Popper et al., 2003), a inclinação dos implantes distais (Capelli et al., 2007) e/ou o tipo de infraestrutura da prótese (Ostorp & Jemt 2009). Resultados clínicos a curto ou médio prazo têm mostrado sucesso com mais de 90% na utilização de um menor número de implantes inclinados ou não (Branemark et al., 1999; Maló et al., 2005; Capelli et al., 2007; Galindo e Butura 2012; Hatano et al., 2011; Crespi et al., 2012; Rivaldo et al., 2012). Assim esses protocolos simplificados tornaram-se mais viáveis para reabilitar um maior número de pacientes, diminuir custos e a morbidade do paciente com procedimentos menos invasivos (Rivaldo et al., 2012).

Um primeiro conceito de protocolo alternativo foi o sistema Branemark Novum®, que consistia na colocação de 3 implantes e uma barra préfabricada fixa aos implantes (Popper et al., 2003). Contudo, devido a algumas especificidades anatômicas necessárias para sua indicação, este sistema caiu em desuso. Adotando características semelhantes, foi desenvolvido no Instituto Branemark em Bauru, Brasil outro conceito para protocolo também sustentado por 3 implantes, com objetivo de viabilizar essas reabilitações a um número maior de pacientes desdentados inferiores (Hatano et al., 2011, Rivaldo et al., 2012). Sabe-se que estudos com quatro ou mais implantes para edêntulos mandibulares estão bem documentados na literatura tanto em acompanhamentos clínicos quanto estudos do comportamento biomecânico. Portanto, são necessárias mais investigações sobre esse novo conceito de protocolo, inclinando os implantes distais ou não e utilizando pilares retos ou angulados.

Utilizar implantes distais inclinados esplintados em próteses totais fixas com reduzidos cantilevers mostraram menores tensões mecânicas (Bevilacqua et al., 2008). O cantilever é um braço suspenso em balanço com apenas um ponto de apoio. Estes têm sido relacionados com maiores ou menores tensões periimplantares que poderiam clinicamente aumentar a perda óssea marginal (White et al., 1994; Sertgoz & Guvener 1996). O número de implantes

também influencia diretamente na geração de tensões periimplantares. Dentre outras metodologias, a fotoelasticidade demonstra ser uma opção adequada para avaliação das tensões no contorno dos implantes com vários tipos de próteses.

2. OBJETIVOS:

- 1- Avaliar o padrão de tensões periimplantares nos implantes distais do protocolo Brånemark sustentado por 5 implantes;
- 2- Avaliar o padrão de tensões dos implantes distais inclinados com pilares retos ou angulados;
- 3- Avaliar o padrão de tensões dos protocolos mandibulares sustentados por 3 implantes variando as inclinações do implante distal (0°, 17° e 30°) em dois tipos de carregamento;
- 4- Comparar os dois tipos de carregamento no pilar distal e ao final do cantilever.

3. MATERIAIS E MÉTODO:

3.1. Grupo Experimentais:

Os grupos experimentais foram divididos de acordo com o número de implantes, a inclinação dos implantes distais e a angulação ou não dos componentes protéticos como descrito abaixo:

Grupo C: 5 implantes retos com componentes protéticos retos

Grupo S: 3 implantes retos com componentes protéticos retos

Grupo A17: 3 implantes, sendo os distais angulados em 17°, com componentes protéticos angulados.

Grupo A30: 3 implantes, sendo os distais angulados em 30°, com componentes protéticos angulados

Grupo S17: 3 implantes, sendo os distais angulados em 17°, com componentes protéticos retos

Grupo S30: 3 implantes, sendo os distais angulados em 30°, com componentes protéticos retos

3.2. Confeção das infra-estruturas metálicas e dos modelos fotoelásticos:

Para confecção dos modelos fotoelásticos foram utilizados modelos mestres confeccionados em resina acrílica que simulam uma mandíbula totalmente edêntula, com espessura de aproximadamente 9,5 mm, 21 mm de altura e 116,6 mm de comprimento, sobre os quais primeiramente foram obtidas as infra-estruturas protéticas.

Com o objetivo de simplificar a confecção da infraestrutura metálica utilizadas em protocolos, barras de titânio pré-fabricadas de 3 mm (400304, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá – SP, BR) foram unidas aos copings de titânio (144004, Coping Micro-Unit, Conexão Sistemas de Prótese, Arujá-SP, Brazil) com solda a arco TIG (Tungsten Inert Gas, Soldadora NTY 60 C compact, Kernit Ind. Mecatrônica Ltda, Indaiatuba - SP), (figura 3) regulado em potência de 5ª (ampér) e tempo de 3ms.

Os modelos mestres e as infraestruturas metálicas serviram de guia para confecção de um molde de borracha de silicone ASB-10 azul (Polipox Indústrias e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR), que foram utilizados para obtenção dos modelos fotoelásticos. A resina fotoelástica utilizada neste trabalho é composta por sistema bicomponente, a base de resina epóxi (Resina G-4, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR) e endurecedor (Endurecedor G-4, Polipox Indústria e Comércio LTDA, São Paulo – SP, BR). Após manipulação, a resina foi vertida cuidadosamente sobre os moldes, que foram mantidos durante 24 horas dentro de uma panela com pressão positiva a 40 lb.

3.3. Aplicação dos Carregamentos:

Após calibração da resina fotoelástica, Os modelos foram encaixados a uma base feita de resina autopolimerizável (Jet, Artigos Odontológicos Clássico, São Paulo – SP, BR) conectados a uma base móvel em forma de disco, permitindo o movimento em 360°, além de deslocamentos laterais. Um dispositivo com ponta ativa em forma de pêra fixada a uma célula de carga (CS, Líder Balanças, Araraquara – SP, BR) ligada a um indicador de pesagem digital (LD 1050, Líder Balanças, Araraquara – SP, BR) foi montado nesse polariscópio circular. Os modelos fotoelásticos então foram submetidos à carga de 4 N em 2 pontos da infraestrutura: no implante distal e ao final do *cantilever*.

3.4. Análise das Tensões:

A leitura das ordens de franja e cálculo das tensões cisalhantes foi realizada utilizando o programa Fringes (LPM/FEMEC/UFU). Esse programa, considerando a constante ótica e a espessura do modelo, realiza os cálculos das ordens de franja e da tensão cisalhante máxima a partir da seleção/corte da região das imagens, uma vez que para cada imagem é feita uma calibração de uma barra circular e um disco elíptico em resina fotoelástica submetidos à compressão. Para padronização da leitura das ordens de franja foi projetada uma grade de 20 pontos na região do implante mais próximo do carregamento. Esses implantes são considerados mais críticos por receberem maiores tensões devido à proximidade do carregamento. Essa grade foi exportada ao programa Fringes e utiliza medidas de um índice de

comprimento de 19 mm e altura 20 mm para distribuição dos pontos, visando máxima padronização das regiões de análises das fotos de cada grupo.

3.5. Análises estatísticas:

Com a finalidade de verificar as diferenças entre os valores das tensões cisalhantes entre os modelos de cada carregamento, foi realizada a análise estatística com ANOVA seguido pelo teste Tukey's B realizado pelo programa SPSS, versão 12 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) com nível de significância estabelecido como $\alpha = 0,05$.

4. RESULTADOS:

4.1. Carregamento no implante distal:

Na análise qualitativa dos dados a Fig. (1) mostra o comportamento das ordens de franja. O grupo C e o grupo S tiveram a concentração de tensões semelhante nas regiões A (apical) e D (direita) as franjas estavam entre as ordens 1 e 2. Para o grupo S17, A17, S30 e A30 o padrão de concentração das tensões estava nas regiões A e D dos implantes e bem próximos a crista marginal óssea direita também. No grupo S17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2 e 3, no grupo A 17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2 e 3, no grupo S30 as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4 e no grupo A30 as ordens de franja estavam entre a 1, 2 e 3.

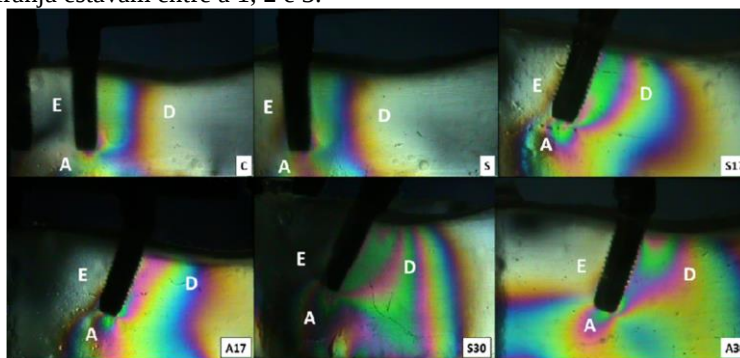


Figura 1: Imagens das análises fotoelásticas dos implantes distais quando submetidos a carregamento no implante distal. A letra E representa a região esquerda, a letra A a região apical e a letra D representa a região direita.

Tabela 1. Média e desvio padrão (DP) das tensões cisalhantes durante carregamento no implante distal.

Grupos	Média (DP)
C	10,36 (3,74) ^a
S	11,03 (2,06) ^{a,b}
A17	12,23 (2,85) ^{a,b}
A30	14,95(3,08) ^{a,b}
S17	15,60 (4,89) ^b
S30	19,25 (4,37) ^c

a,b,c Letras diferentes representam diferenças estatísticas significantes ($p < 0,05$)

4.2. Carregamento ao final do cantilever

Na análise qualitativa dos dados a Fig. (2) mostra o comportamento das ordens de franja. O grupo C e o grupo S tiveram a concentração de tensões semelhante nas regiões A (apical) e D (direita) e 66 esquerda (E) as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4. No grupo S17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4, no grupo A 17 as franjas estavam entre as ordens 1, 2 e 3, no grupo S30 as franjas estavam entre as ordens 1, 2, 3 e 4 e no grupo A30 as ordens de franja estavam entre a 1, 2, 3 e 4.

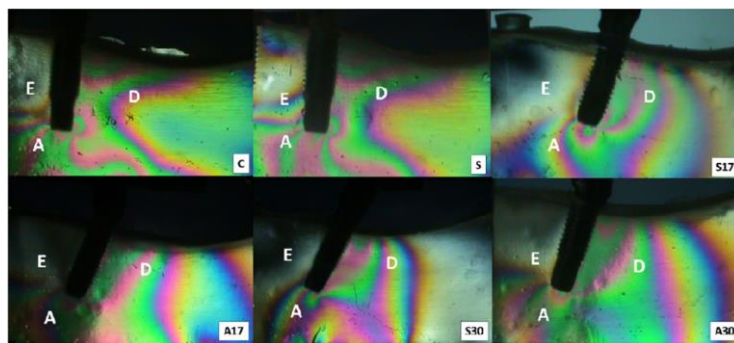


Figura 2. Imagens das análises fotoelásticas dos implantes distais quando submetidos a carregamento no final do *cantilever*. A letra E representa região esquerda, a letra A região apical e a letra D representa a região direita.

Tabela 2. Média e desvio padrao (DP) das tensoes cisalhantes submetidos a carregamento ao final do *cantilever*.

Grupos	Média (DP)
C	19,68 (8,47)
S	22,78 (6,22)
A17	20,80 (9,61)
A30	20,74 (9,04)
S17	19,44 (8,49)
S30	15,99 (7,01)

5. REFERÊNCIAS

- Brånemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K, Darle C, Lekholm U. Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. Clin Implant Dent Relat Res. 1999;1(1):2-16.
- Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three-dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. Int J Prosthodont. 2008 Nov-Dec; 21(6):539-42.
- Crespi R, Vinci R, Capparé P, Romanos GE, Gherlone E. A clinical study of edentulous patients rehabilitated according to the "all on four" immediate function protocol. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 Mar-Apr;27(2):428-34.
- Hatano N, Yamaguchi M, Yaita T, Ishibashi T, Sennerby L. New approach for immediate prosthetic rehabilitation of the edentulous mandible with three implants: a retrospective study. Clin Oral Implants Res. 2011 Nov;22(11):1265-9.
- Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-4 immediate-function concept with Brånemark System implants for completely edentulous maxillae: a 1-year retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7 Suppl 1:S88-94.
- Ortarp A, Jemt T. Early laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 15-year comparative follow-up study. Clin Implant Dent Relat Res. 2009 Dec;11(4):311-22.
- Popper HA, Popper MJ, Popper JP. The Brånemark Novum protocol: description of the treatment procedure and a clinical pilot study of 11 cases. Int J Periodontics Restorative Dent. 2003 Oct;23(5):459-65.
- Rivaldo EG, Montagner A, Nary H, da Fontoura Frasca LC, Brånemark PI. Assessment of rehabilitation in edentulous patients treated with an immediately loaded complete fixed mandibular prosthesis supported by three implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2012 May-Jun;27(3):695-702.
- White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 1994 May;71(5):493-9.
- Sertgöz A, Güvener S. Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. J Prosthet Dent. 1996 Aug;76(2):165-9.

6. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Todas as informações contidas neste trabalho são de responsabilidade dos autores envolvidos.