

Distribuição de tensões em mini-implantes ortodônticos

Dobranszki, A.^I; Levy Neto, F.^{II}; Dobranszki, N.C.^{III}; Vuolo, J.H.^{IV}; Laboissière Jr., M.A.^{III}

^I Faculdade de Ciências da Saúde, Departamento de Odontologia, Universidade de Brasília, SRTVS 701 Ed. Centro Empresarial Brasília, Bloco A, sala 308 – CEP 70340-907, Brasília, DF.

E-mail: dobranszki@uol.com.br

^{II} Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade de Brasília - UNB / FT / ENM - sala C1-17, Asa Norte – CEP 70910-900, Brasília, DF.

e-mail: flaminio@unb.br

^{III} IPESP – Instituto de Pesquisa, Ensino e Pós-Graduação, São Paulo.

e-mail: naracordeiro@uol.com.br ; drmarcosljr@terra.com.br

^{IV} Instituto de Física, Universidade de São Paulo- USP - São Paulo, SP.

e-mail: vuolo@if.usp.br

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a distribuição de tensões na resina em contato com os filetes de roscas de mini-implantes cilíndricos e cônicos, submetidos à carga lateral e torção de inserção. Um modelo fotoelástico foi confeccionado com gelatina transparente, para simular o osso alveolar. O modelo foi observado com um polariscópio plano e fotografado antes e após a ativação dos mini-implantes com força lateral e de inserção. A aplicação de cargas laterais provocou momentos fletores nos mini-implantes, aparecimento de franjas isocromáticas ao longo dos filetes do corpo dos mini-implantes e no ápice. Quando foi aplicado o torque de inserção, verificou-se a concentração de tensões próxima ao ápice. Concluiu-se que: (1) o mini-implante cilíndrico apresentou maior concentração de tensões no ápice, e (2) o mini-implante cônico apresentou maior concentração de tensões nos filetes de rosca apicais.

Palavras-chaves: distribuição de tensões, fotoelasticidade, mini-implantes, ancoragem absoluta.

Stress distribution in orthodontic mini-implants

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the stress distribution in the resin in contact with the spirals of cylindrical and conical mini-implants, when submitted to lateral load and insertion torsion. A photoelastic model was fabricated using transparent gelatin to simulate the alveolar bone. The model was observed with a plane polariscope and photographically recorded before and after activation of the two screws with a lateral force and torsion. The lateral force application caused bending moments on both mini-implants, with the uprising of fringes or isochromatics, characteristics of stresses, along the threads of the mini-implants and in the apex. When the torsion was exerted in the mini-implants, a great concentration of stress upraised close to the apex. The conclusion was that, comparing conical with cylindrical mini-implants under lateral load, the stresses were similar on the traction sides. The differences appear (1) on the apex, where the cylindrical mini-implant showed a greater concentration of stress, and (2) along the spirals, in the compression side, where the conical mini-implant showed a greater concentration of stress. The greater part of the stress produced by both mini-implants, after torsion load in insertion, were concentrated on the apex. With the cylindrical mini-implant, the greater concentration of tension was close to the apex, while with the conical one, the stresses were distributed along a greater amount of apical threads.

Keywords: stress distribution, photoelasticity, mini-implants, absolute anchorage.

1 INTRODUÇÃO

Freqüentemente, o profissional da área de odontologia, mais especificamente o ortodontista, necessita utilizar um dente ou grupo de dentes como apoio para movimentar outros. Em algumas situações é desejável que os dentes de apoio ou ancoragem não se movam o que, muitas vezes, requer aparelhos

volumosos ou até com extensões para fora da boca do paciente. Pelo problema de aceitação social, muitas vezes o resultado final fica comprometido pela falta de colaboração do paciente. O emprego de mini-implante ortodôntico de Ti-6Al-4V é uma solução viável para evitar movimentos recíprocos indesejados [1, 2]. O emprego deste dispositivo tem várias vantagens, entre elas o pequeno tamanho, custos reduzidos, simplicidade na técnica cirúrgica tanto para instalação quanto remoção, capacidade de receber carga imediatamente, não necessita de tempo de latência para osteointegração (implantes tradicionais) e principalmente, pela grande aceitação por parte dos pacientes [3, 4].

Apesar das vantagens clínicas, o índice de insucesso na estabilidade dos mini-implantes durante o tratamento ortodôntico ainda é muito alto, quando comparado com os outros métodos de ancoragem absoluta, como implantes tradicionais e miniplacas de titânio. Com o propósito de diminuir o índice de perda dos mini-implantes, tornou-se imprescindível uma visão multidisciplinar, somando conhecimentos de odontologia e engenharia. Nesta nova abordagem na área de bioengenharia, foram sugeridas alterações na morfologia dos mini-implantes, tipo de espiras, passo das espiras e técnica de instalação.

No início das aplicações dos mini-implantes, a técnica consistia em uma anestesia local, seguida pela perfuração no osso cortical (superficial, relativamente mais compacto e com maior módulo de elasticidade $E=13,7$ GPa) e medular (interno, esponjoso $E=1,37$ GPa) de profundidade igual ao comprimento do mini-implante, com uma broca de diâmetro ligeiramente menor que o do mini-implante, o qual possui formato cilíndrico, chamado de autorosqueante [4]. Posteriormente, foi sugerido o uso de mini-implantes de forma cônica, com ponta de diâmetro menor e que pudesse ser inserido no osso sem perfuração prévia com broca e que apresentasse filetes de roscas cortantes, chamado de autoperfurante. A idéia era que, por funcionar semelhante ao sistema de “rosca soberba”, haveria maior tensão cisalhante retendo o mini-implante, implicando em um ancoramento mecânico mais efetivo por haver maior superfície de contato entre osso e parafuso, o que melhoraria sua estabilidade primária.

Muitas formas de mini-implantes têm sido usadas como ancoragem ortodôntica. Entretanto, na literatura existem poucos estudos comparativos. O objetivo deste estudo experimental é avaliar a distribuição de tensões produzidas no osso alveolar por dois mini-implantes de formas diferentes, um cilíndrico “self-tapping” (autorosqueante) e outro cônico “self-drilling” (autoperfurante), usados como ancoragem ortodôntica, submetidos à carga lateral e torção de inserção. Devido ao fato de utilizar-se a fotoelasticidade, a ênfase na análise de tensões é qualitativa. A metodologia empregada facilita a visualização dos pontos de concentração de tensões decorrentes das operações de rosqueamento e aplicação de carga lateral, etapas do procedimento clínico.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Para o teste biomecânico, foi elaborado um modelo similar ao osso alveolar (mistura de gelatina transparente e glicerina), vazada em um molde especial [5]. Porém, este material fotoelástico é mais flexível que os ossos da cavidade bucal. Neste modelo foram instalados 2 mini-implantes, um de forma cônica e outro de forma cilíndrica (Figura 1), ambos na posição vertical. A implantação foi realizada mantendo-se os parafusos suspensos e imóveis, no interior de um recipiente de acrílico no qual foi vazado o material fotoelástico na fase líquida. Posteriormente, após a presa ou cura deste material, os parafusos ficaram ancorados no material fotoelástico, mostrado na Figura 2. Este processo foi repetido 3 vezes. Antes da análise fotoelástica, o modelo foi examinado em luz polarizada para assegurar a ausência de tensões residuais.



Figura 1: Mini-implantes utilizados no modelo fotoelástico. À esquerda o cônico e à direita o cilíndrico.



Figura 2: Modelo fotoelástico, com os 2 mini-implantes suspensos no material fotoelástico.

O mini-implante cilíndrico, ou autorosqueante utilizado foi da marca Neodent – Curitiba, Brasil – com diâmetro de 1.6 mm, comprimento de 7 mm. O mini-implante cônico, ou autoperfurante utilizado foi da marca SIN, linha Wire Dynamic – São Paulo, Brasil - ref. POTC 1618, com diâmetro de 1.6 mm e comprimento de 8 mm. Verifica-se que o passo de rosca dos mini-implantes de forma cônica autoperfurantes é maior, o que pode gerar maior imbricamento mecânico.

É importante ressaltar que esta é uma primeira tentativa de simular o comportamento biomecânico do ambiente bucal usando resina fotoelástica, sendo que a geometria apenas aproxima a de uma mandíbula ou maxilar, e os materiais tem uma menor flexibilidade. A rigor, os únicos elementos completamente idênticos são os parafusos. Entretanto, espera-se que, para cargas suficientemente pequenas, que foi o caso neste estudo, os efeitos de concentração de tensões sejam semelhantes, já que a intrincada geometria dos filetes da rosca dos parafusos tem um efeito importante na distribuição e concentração das tensões.

Quando uma barra de seção circular constante é submetida à tração, o estado de tensões é uniforme. Porém, se um parafuso é tracionado, a geometria variável dos filetes da rosca provoca a concentração nas tensões, ou seja, uma amplificação localizada nas mesmas, de acordo com as descontinuidades geométricas. Neste trabalho, procurou-se visualizar o efeito de concentração de tensões, ainda que qualitativamente, utilizando-se modelos fotoelásticos. E, apesar do material fotoelástico não ter as mesmas propriedades mecânicas dos ossos que compõem a maxila ou a mandíbula, o que se procurou observar foi o efeito da intrincada geometria dos parafusos nas concentrações de tensões.

No primeiro teste comparativo no polariscópio plano foi aplicada uma carga de 2 onças (aproximadamente 56 gf ou 0,55N) horizontalmente na cabeça do mini-implante cilíndrico e logo abaixo da cabeça (pescoço) do mini-implante cônico, aproximadamente à mesma distância da superfície do material fotoelástico, 4 mm. No segundo teste comparativo, um torque de inserção foi aplicado na cabeça dos mini-implantes até que completasse 1/2 volta. Em ambos os testes, os modelos foram analisados em um polariscópio com luz difusa, com fonte de luz halógena. O polariscópio consiste de um sistema de iluminação (LS), um par de polarizadores (P1 e P2), e o espécime (S) em posição entre os polarizadores (Figura 3) [6].

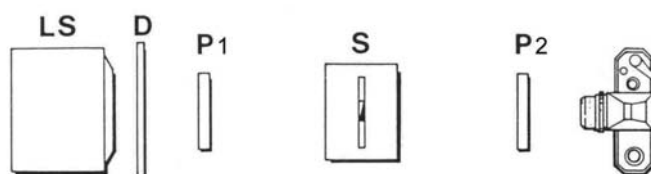


Figura 3: Representação esquemática de polariscópio plano. LS indica fonte luminosa; D, difusor; P, polarizador; e S, espécime – Modificação de Brodsky.

A fonte luminosa empregada neste estudo foi uma lâmpada halógena de projeção. Os padrões de tensões resultantes aparecem em forma de cores do espectro, conhecidas como franjas ou isocromáticas. As franjas são separadas em ordens (N) e, com valores de retardo de igual valor, a mesma cor normalmente significa a mesma intensidade de tensão [7]. O escuro indica a ausência de tensões ou franjas de ordem zero (N=0), como pontos isolados, linhas ou regiões próximas a franjas de ordem maior, onde a diferença das tensões principais é zero. À medida que a carga é gradualmente aplicada, a região sob tensão começa a colorir. Inicialmente, aparece o esbranquiçamento característico da sobreposição de todas as cores,

continuando com amarelo claro (N=0,60) [8], vermelho (N=0,90) e roxo (N=1,00). Com aumento da carga, aparece azul/verde (N=1,22), amarelo (N=1,39) e lilás (N=1,82).

3 RESULTADOS

A ausência inicial de tensões foi confirmada antes da aplicação das cargas. À medida que as cargas eram aplicadas, os padrões de cor apareceram em várias regiões do modelo fotoelástico e as tensões foram observadas nos ápices e ao longo das espiras dos mini-implantes, de forma muito semelhante nas 3 repetições do modelo. Dependendo do esforço aplicado, força horizontal ou torque, dois tipos de principais de resultados, para cada geometria de parafuso (cilíndrico ou cônico), conforme apresentado a seguir, foram obtidos.

3.1 Aplicação de Carga Lateral no Mini-Implante de Forma Cilíndrica (Figura 4)

As tensões produzidas pela carga lateral aplicada no mini-implante de forma cilíndrica foram concentradas no ápice e ao longo dos filetes, nos lados de tração e compressão. O maior número de franjas surgiu no lado de tração, alcançando N=1,82. No ápice, as cores amarela e vermelha indicam N=0,90. No lado de compressão, o amarelo equivale à franja na ordem de 0,60.

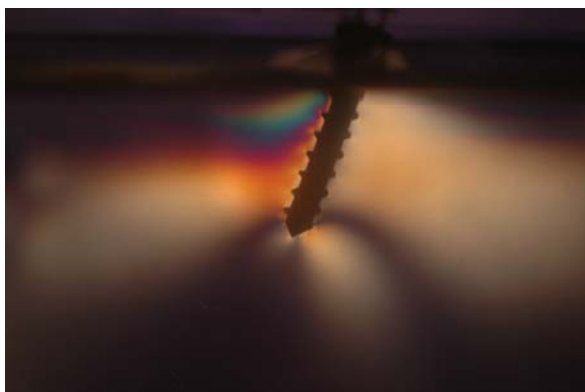


Figura 4: Tensões produzidas após aplicação de carga lateral pelo mini-implante cilíndrico.

3.2 Aplicação de Carga Lateral no Mini-Implante de Forma Cônica (Figura 5)

As tensões produzidas pela carga lateral aplicada no mini-implante de forma cônica foram concentradas no ápice e ao longo dos filetes, nos lados de tração e compressão. O maior número de franjas surgiu no lado de tração, também alcançando N=1,82. No ápice, o esbranquiçamento indica N<0,60. No lado de compressão, as cores amarela e vermelha indicam N=0,90.

Comparando os mini-implantes de forma cônica com os de forma cilíndrica, as tensões no lado de tração foram similares. As diferenças aparecem (1) no ápice, onde o mini-implante cilíndrico mostrou maior concentração de tensões, e (2) ao longo dos filetes de rosca, no lado de compressão. O mini-implante cônico apresentou maior concentração de tensões nos filetes de rosca do ápice.

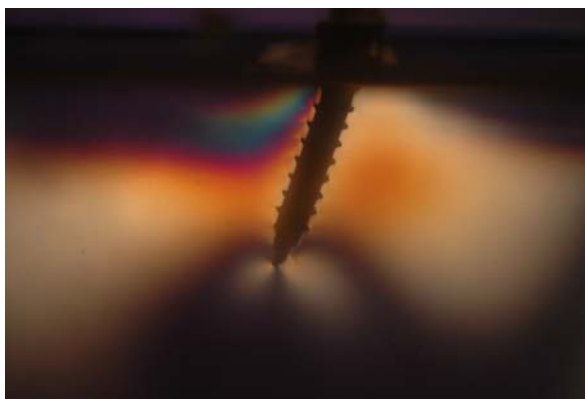


Figura 5: Tensões produzidas após aplicação de carga lateral pelo mini-implante cônico.

3.3 Aplicação de Carga de Torção na Inserção dos Mini-Implantes (Figuras 6 e 7)

A maior parte das tensões produzidas pelos mini-implantes, após carga de torção na inserção, foi concentrada no ápice. No mini-implante de forma cilíndrica (Figura 6), as tensões apresentaram maior concentração, próximo ao ápice, enquanto que no mini-implante cônico (Figura 7), as tensões foram distribuídas ao longo da maior quantidade de filetes apicais.



Figura 6: Tensões produzidas após aplicação de torção de inserção pelo mini-implante cilíndrico.

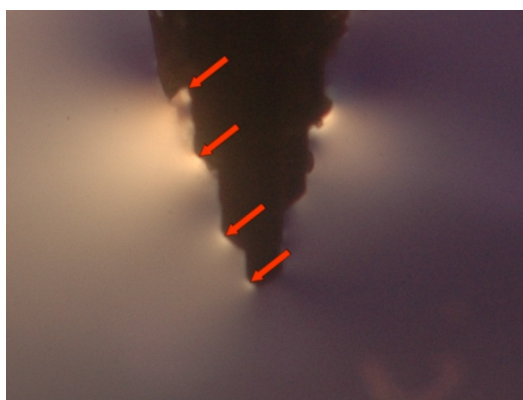


Figura 7: Tensões produzidas após aplicação de torção de inserção pelo mini-implante cônico.

4 DISCUSSÃO

Foram escolhidos mini-implantes de duas empresas nacionais, que possuem dimensões semelhantes, ambos com diâmetro de 1,6 mm e comprimentos de 7 mm (Neodent) e 8 mm (SIN).. Foram escolhidos diâmetros diferentes porque as duas empresas não fabricam mini-implantes com os mesmos diâmetros e comprimentos [2]. Segundo os fabricantes, a composição dos mini-implantes é semelhante à liga ASTM F136 (Ti-6Al-4V), que é mais resistente que o titânio comercialmente puro e tem menor capacidade de osteointegração (não desejável para os mini-implantes, que precisam ser removidos após seu propósito como ancoragem ter-se efetivado).

4.1 Estabilidade, Sucesso e Falha.

Na técnica com mini-implantes, é considerado sucesso clínico quando estes permanecem estáveis no osso até o fim de seu propósito como ancoragem, e como falha ou insucesso, quando apresentam mobilidade durante o tratamento [4]. Como o mini-implante não precisa sofrer osteointegração, ou seja, não há união ao osso, é tolerada mobilidade de até 0,5mm [9], dependendo do tipo, período e direção da força aplicada e da qualidade e quantidade de osso no local de instalação. Mini-implantes com mobilidade mínima podem ser usados como ancoragem utilizando-se uma força unidirecional menor que 200 gf [4].

Ainda existem variáveis desconhecidas que podem afetar o sucesso clínico dos mini-implantes [10], que também podem falhar pelas mesmas razões dos implantes dentários tradicionais [11], tais como: (1) fatores no hospedeiro (por exemplo, osso de baixa densidade), (2) técnica cirúrgica inadequada, relacionada à perda precoce (por exemplo, superaquecimento durante a brocagem), (3) aplicação inadequada de força, que pode incluir carga excessiva, relacionada à perda tardia, dois ou mais meses após a instalação [12].

Em um estudo clínico comparando o comportamento de mini-implantes com diferentes formas, pode-se observar que fatores como comprimento, técnica cirúrgica de instalação e carga imediata não apresentaram diferenças estatísticas significativas [4]. Em outros estudos, fatores como diâmetro, inflamação do tecido peri-implantar [13], preparação do local de instalação [10], qualidade do osso e geometria do mini-implante podem ser associados ao insucesso clínico [10, 14].

KIM *et al.* [15] mostraram que parafusos cônicos podem apresentar melhor estabilidade primária com força ortodôntica do que parafusos cilíndricos, devido a uma maior área de contato entre osso e metal. A inflamação em volta do mini-implante é um importante fator de risco [4], que pode danificar progressivamente o osso cortical, em áreas de difícil higienização, como também em áreas com pouca ceratinização do tecido mole, em volta do pescoço do mini-implante. A resposta biológica intensa também pode ser relacionada à áreas de alta concentração de tensões [16], tais como momentos de inclinação, onde a sobrecarga patológica pode causar fratura óssea e impedir a estabilidade do mini-implante [14].

Em um estudo clínico preliminar envolvendo o acompanhamento de 90 mini-implantes (42 cônicos e 48 cilíndricos, distribuídos aleatoriamente) instalados em 50 pacientes submetidos a tratamento ortodôntico, foi possível observar que: durante todo o período requerido como ancoragem, houve perda de 23,81% dos mini-implantes no grupo dos cônicos e 6,25% dos mini-implantes no grupo dos cilíndricos. Os resultados indicaram que em relação à forma geométrica dos mini-implantes, o parafuso cilíndrico é superior para os casos indicados. Porém, existem outras variáveis que podem confundir na interpretação do sucesso, como: locais de instalação, higienização dos pacientes, latência antes de aplicação de carga, existência de traumatismo (bater com a escova de dente) ou hábitos nocivos dos pacientes (compressão repetida com a língua, bochecha ou dedo sobre o parafuso).

4.2 Escolha da Análise Fotoelástica

A resposta do osso às tensões é semelhante ao processo inflamatório e sua reação é no sentido de depositar tecido ósseo nas áreas submetidas às tensões de tração, e reabsorver tecido ósseo nas áreas onde há pressão. A cadeia de eventos inicia-se com a liberação da histamina, liberando proteínas para o interior dos tecidos periodontais e a agressão das membranas celulares induzirá à formação de prostaglandinas, uma das responsáveis pela dor. As alterações locais estimulam a saída de monócitos do interior dos vasos sanguíneos e a fusão destes monócitos resultará em células multinucleadas conhecidas por osteoclastos, responsáveis pela reabsorção da cortical óssea onde há compressão. Nos locais onde há tração, células mesenquimais se diferenciam em osteoblastos e fibroblastos, formando respectivamente tecido ósseo e fibras colágenas [17].

Os modelos fotoelásticos foram criados para gerar valores qualitativos das tensões no osso alveolar, produzidas pelos mini-implantes sob carga lateral. O modelo fotoelástico tem uma correlação positiva com avaliação histológica das tensões. Em modelos fotoelásticos que reproduziram estruturas biológicas, nos mesmos locais submetidos à compressão e com formação de franjas, houve reabsorção óssea nos modelos biológicos, após análise histológica dos tecidos. Nos locais submetidos à tração, nos modelos fotoelásticos, houve deposição, ou neoformação óssea, nos modelos biológicos [6, 18]. A transparência permite uma visibilidade direta de toda a estrutura sob efeito da força, em direção e intensidade [19]. Os padrões de cores que aparecem sob aplicação de carga manifestam as magnitudes relativas e distribuição das tensões internas. As áreas de concentração de tensões no modelo fotoelástico têm implicações clínicas relevantes, porque indicam as regiões de fraqueza em potencial, assim como áreas onde podem ser requeridas maiores respostas biológicas, ou seja, maior resposta inflamatória devido à concentração de tensões [16].

4.3 Direção e Distribuição das Tensões

Para gerar resultados quantitativos, é necessária calibração do material fotoelástico, e para tanto é necessário determinar o valor da franja e a ordem do material, pois o valor da franja depende do tipo de material usado, sua espessura, o comprimento de onda da luz empregada e da temperatura do modelo [18], aprofundamento da técnica que está programado para um próximo trabalho. Desta forma, neste trabalho foram avaliadas a direção e distribuição das tensões mecânicas. É necessário ressaltar que a quantificação das forças foi uma extrapolação a partir do surgimento progressivo das cores nas franjas, o que normalmente ocorre com o aumento da tensão, e sua intensidade seria mais bem avaliado pelo Método de Elementos Finitos [20].

Com aplicação de carga lateral sobre o mini-implante cilíndrico, a intensidade de tensão na área apical parece ser maior do que no mini-implante cônico, pois no primeiro há aparecimento foi maior do que ao longo da superfície lateral. A ordem da franja no ápice foi 0,9 (vermelho) e ao longo da superfície sob pressão foi 0,6 (amarelo). No mini-implante cônico, a intensidade de tensão na área apical foi menor que 0,6 e, ao longo da superfície sob pressão foi 0,9. Isto pode indicar que a tensão no ápice do mini-implante, como resultado do momento criado, é mais intensa no parafuso de forma cilíndrica, acarretando em uma maior

resposta biológica neste local. Isto também pode indicar que a força exercida na cabeça do mini-implante é distribuída de forma mais homogênea no parafuso com a forma cônica, similar à forma do dente natural, com menos efeitos do momento de inclinação.

Com aplicação de torção, aparentemente as tensões são mais distribuídas ao longo dos filetes apicais do mini-implante de forma cilíndrica, enquanto que no de forma cônica há grande concentração próxima ao ápice. Outros autores, em experimento com ossos bovinos, não determinaram diferença na resistência mecânica dos mini-implantes, nem na morfologia da superfície de fratura dos parafusos, supondo que as diferenças observadas na resistência ao torque poderiam estar relacionadas à forma do mini-implante [2]. Portanto, há 2 possíveis indicativos que sugerem que o estado de tensão é melhor nos mini-implantes cônicos do que nos cilíndricos, os resultados clínicos com pacientes e a geometria dos filetes, aparentemente pela melhor concentração e distribuição de tensões.

Atualmente, há muita informação clínica sobre o uso destes dispositivos intrabucais, entretanto existem poucos estudos que correlacionem as características morfológicas dos mini-implantes com suas aplicações clínicas. Com a crescente utilização dos mini-implantes, sugere-se que um maior número de pesquisas seja feito para melhorar a forma dos mini-implantes, adequando sua utilização às diversas situações clínicas em ortodontia.

5 CONCLUSÕES

Pôde-se observar, através deste estudo, que a distribuição das tensões é diferente na superfície da resina em contato com os filetes de roscas dos mini-implantes cilíndricos e cônicos, quando submetidos à carga lateral e torção de inserção. Os resultados indicaram que:

- a) as tensões na região de tração foram similares entre as duas formas;
- b) o mini-implante cilíndrico apresentou maior concentração de tensões no ápice;
- c) na região de compressão, o mini-implante cônico apresentou maior concentração de tensões nos filetes de rosca.

6 BIBLIOGRAFIA

- [1] BAE, S., PARK, H., KYUNG, H., “Clinical application of micro-implant anchorage”, *Journal of Clinical Orthodontics*, v. 36, pp. 298-302, 2002.
- [2] NOVA, M.F.P., CARVALHO, F.R., ELIAS, C.N., ARTESE, F., “Avaliação do torque para inserção, remoção e fratura de diferentes mini-implantes ortodônticos”, *Revista Dental Press Ortodontia e Ortopedia Facial*, v. 13, no. 5, pp. 76-87, set./out 2008.
- [3] POGGIO, P.M., “Safe Zones - A Guide for Miniscrew Positioning in the Maxillary and Mandibular Arch”, *Angle Orthodontist*, v. 76, n. 2, pp. 191-7. 2006.
- [4] PARK, H.S., *et al.*, “Factors affecting the clinical success of screw implants used as an orthodontic anchorage”, *American Journal of Orthodontics*, v. 130, n. 1, pp. 18-25, July. 2006.
- [5] DOBRANSZKI, A., “*Estudo fotoelástico com o arco de Dupla Chave na técnica Straight Wire*”, Tese de M.Sc., UCCB, Campinas, SP, Brasil, 2001.
- [6] BRODSKY, J.F., *et al.*, “Root tipping: a photoelastic- histopathologic correlation”, *American Journal of Orthodontics*, v. 67, n. 1, pp. 1–10, Jan. 1975.
- [7] DOLAN, T.J., MURRAY, W.M., “Photoelasticity”, In: Hetenyi, M. (ed.), *Handbook of Experimental Stress Analysis*, chapter 17, New York, USA, John Wiley & Sons, 1950.
- [8] VISHAY MEASUREMENTS GROUP, “*Tech note (TN-702-1): introduction to stress analysis by the photostress method*”, Malvern, PA: Vishay Intertechnology, Inc; pp. 1-12, 1989.
- [9] LIOU, E.J., PAI, B.C., LIN, J.C., “Do miniscrews remain stationary under orthodontic forces?”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 126, n. 1, pp. 42-47, Jan, 2004.
- [10] WILMES, B., “Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants”, *Journal of Orofacial Orthopedics*, v. 67, n. 3, pp. 162-74, May. 2006.

- [11] ASHLEY, E.T., COVINGTON, L.L., BISHOP, B.G, BREault, L.G., “Ailing and failing endosseous dental implants: a literature review”, *Journal of Contemporary Dental Practice*, v. 4, n. 2, pp. 35-50, May, 2003.
- [12] PARK, H.S., “Clinical study on success rate of microscrew implants for orthodontic anchorage”, *Korean Journal of Orthodontics*, v. 33, n. 03, pp. 151-6. 2003.
- [13]. MIYAWAKI, S., KIYAMA, I., INOUE, M., MISHIMA, K., SUGAHARA, T., TAKANO-YAMAMOTO, T., “Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic anchorage”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 124, n. 4, pp. 373-8, Oct. 2003.
- [14] DALSTRA, M., *et al.*, “Load transfer of Miniscrews for Orthodontic Anchorage”, *Orthodontics*, v. 1, n. 1, pp. 53-62. 2004.
- [15] KIM, J.W., *et al.*, “Histomorphometric and mechanical analyses of the drill-free screw as orthodontic anchorage”, *American Journal of Orthodontics*, v. 128, n. 02, pp. 190-4; 2005.
- [16] YOON, Y.J., JANG, S.H., HWANG, G.W., KIM, K.W., “Stress Distribution Produced by Correction of the Maxillary Second Molar in Buccal Crossbite”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 72, n. 5, pp. 397-401. 2002.
- [17] FERREIRA, F. V., *Ortodontia: Diagnóstico e Planejamento Clínico, 2 ed.*, São Paulo, Artes Médicas, 1998.
- [18] GLICKMAN, I., *et al.*, “Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces”, *Journal of Periodontology*, v. 41, n. 1, pp. 30-5. 1970.
- [19] ROSSATO, C., “*Estudo fotoelástico das áreas de pressão produzidas no periodonto, por forças ortodônticas, na distalização de canino, pelos métodos convencional e com “power arm”*”, Tese de M.Sc., USP – Faculdade de Odontologia de Bauru, Bauru, SP, Brazil, 1982.
- [20] RAO, S.S., “*The Finite Element Method in Engineering*”, 2 ed., Oxford, Pergamon Press, 1988.