

Perfil Lipídico, Fatores de Risco Cardiovascular e Síndrome Metabólica em um Grupo de Pacientes com AIDS. **Arq Bras Cardiol.** v. 93, n.2, p. 113-18, 2009. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2009000800008>. Acesso em: 20 Jul. 2013.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA. IV Diretrizes Brasileiras sobre Dislipidemia e Diretriz de Prevenção da Aterosclerose. Departamento de Aterosclerose da Sociedade Brasileira de Cardiologia. **Arq Bras Cardiol.** v.88, supl 1, p. 2-19, 2007.

Disponível em: < http://publicacoes.cardiol.br/consenso/2013/V_Diretriz_Brasileira_de_Dislipidemias.pdf>. Acesso em: 03 Mai. 2016.

WINK, C.C. POZZOBON, A. DAL BOSCO, S.M. Estado nutricional e avaliação do perfil lipídico em pacientes soropositivos atendidos em um Serviço de Assistência Especializada no Vale do Taquari – RS. **Con Scientia e Saúde.** v.11, n. 2, p. 312-319, Abr – Jun. 2012. Disponível em: < <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=92923674015>>. Acesso em: 20 Mai. 2013.

YU, P.C. Terapia Hipolipemiante em situações especiais – Síndrome de imunodeficiência adquirida. **Arq Bras Cardiol.** v. 85, supl 5, p.58-61, 2003. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2005002400014> Acesso em: 20 Jun. 2013.

Recebido em: 01/11/2016

Aprovação final em: 10/05/2017

ANÁLISE FOTOELÁSTICA DA DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO APÓS INSERÇÃO DE DIFERENTES MINI-IMPLANTES ORTODÔNTICOS: ESTUDO *IN VITRO*

PORTES, Glauco Vasconcelos – Cirurgião Dentista, Mestrando Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, área de concentração em Ortodontia - Universidade de Araraquara-UNIARA; BOECK, Eloisa Marcantonio – Cirurgiã Dentista. Mestre em Pediatria e Doutora em Ortodontia. Especialista em Ortodontia. Professora Doutora, da Universidade de Araraquara – UNIARA; LUNARDI, Nadia – Cirurgiã Dentista. Mestre em Ortodontia e Doutora em Materiais Dentários. Especialista em Ortodontia. Professora Doutora, da Universidade de Araraquara – UNIARA; PIZZOL, Karina Eiras Dela Coleta – Cirurgiã Dentista. Mestre e Doutora em Ortodontia. Especialista em Ortodontia. Professora Doutora da Universidade de Araraquara – UNIARA, Disciplinas de Ortodontia e Oclusão

RESUMO

Este trabalho teve como objetivo avaliar a distribuição das tensões após a inserção de mini-implantes ortodônticos de duas marcas comerciais por meio da análise fotoelástica. Foram utilizados 20 mini-implantes autoperfurantes, sendo 10 de cada marca comercial: SIN (SIN-Sistema de Implantes Nacional, São Paulo/SP, Brasil) e Morelli (Morelli, Sorocaba/SP, Brasil). Cada mini-implante foi inserido na placa de resina fotoelástica, utilizando o kit da respectiva marca de mini-implante, mantendo sempre uma distância de 2cm entre cada parafuso. Imediatamente após realizada as inserções, o conjunto bloco de resina fotoelástica + mini-implante foi inserido no polaroscópio de refração, e submetido à análise fotoelástica. Os resultados foram registrados por uma câmera digital e analisados com o software Image J (Image J 1.48q Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) para mensuração das franjas obtidas em 5 regiões ao redor do parafuso. Os dados foram submetidos à análise de variância dois fatores (Implante e tempo) de medidas repetidas e ao teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Os resultados mostraram que não houve interação significativa entre os fatores em nenhuma região ($p=0,874$; $p=0,792$; $p=0,601$; $p=0,737$; $p=0,812$; para as regiões a, b, c, d, e, respectivamente), bem como não foram encontradas diferenças significativas entre os tempos de avaliação ($p=0,579$; $p=0,609$; $p=0,867$; $p=0,216$; $p=0,751$; para as regiões a, b, c, d, e, respectivamente). Entretanto, houve diferença entre os implantes da marca comercial SIN e da Morelli em todas as regiões ($p<0,001$; $p<0,001$; $p<0,001$; $p=0,002$; $p=0,002$; para as regiões a, b, c, d, e, respectivamente). Diante dos resultados foi possível concluir que a distribuição das tensões pela análise fotoelástica foi maior para o mini-implante da marca SIN do que da Morelli, contudo, em ambas a distribuição foi homogênea ao redor de toda a rosca do parafuso.

PALAVRAS-CHAVE: Procedimentos de ancoragem ortodôntica; Técnicas *In Vitro*; Ortodontia.

PHOTOELASTIC ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION FOLLOWING INSERTION OF DIFFERENT ORTHODONTIC MINI-IMPLANTS: IN VITRO STUDY

ABSTRACT

This work aims to evaluate the stress distribution after orthodontic mini-implants insertion of two brands through photoelastic analysis. 20 self-drilling mini - implants were used, 10 from each brand : SIN (SIN - System National Implants , São Paulo / SP , Brazil) and Morelli (Morelli , Sorocaba / SP , Brazil) . Ten mini - implants of each brand were inserted into photoelastic resin plate with a distance of 2cm between each screw using the kit of brand mini-implant . Performed immediately after the inserts

all block of photoelastic resin + mini -implants were inserted in polaroscópio refraction , and submitted to photoelastic analysis . Results were recorded by a digital camera and analyzed with Image J (Image J 1.48q Wayne Rasband , National Institutes of Health , USA) software for measurement of fringes are around 5 regions around the screw. Data were subjected to analysis of variance two factors (implant and time) with repeated measures and Tukey's test, with significance level of 5 %. The results showed that there was no significant interaction between the factors in any region ($p = 0.874, p = 0.792, p = 0.601, p = 0.737, p = 0.812$, for regions a, b, c, d, e, respectively), and no significant differences were found between the evaluation times ($p = 0.579, p = 0.609, p = 0.867, p = 0.216, p = 0.751$, for regions a, b, c, d, e, respectively). However, there was a difference between implants of the commercial brand SIN and Morelli in all regions ($p < 0.001, p < 0.001, p < 0.001, p = 0.002, p = 0.002$) for regions a, b, c, d, e, respectively). With the results it was concluded that the stress distribution by photoelastic analysis was higher for mini - implant brand of SIN than the Morelli , however, in both the distribution was homogeneous all around the screw thread .

KEYWORDS : Orthodontic anchorage procedures; *In Vitro* Techniques; Orthodontics.

INTRODUÇÃO E REVISÃO DA LITERATURA

O controle da ancoragem é imprescindível para o sucesso de alguns tratamentos ortodônticos. Diante da dificuldade de colaboração do paciente com a utilização dos aparelhos extrabuciais, vários aparelhos intrabuciais foram desenvolvidos visando obter uma ancoragem mais efetiva e sem comprometimento da estética. Dentre os diversos métodos de ancoragem intrabucal, destaca-se a ancoragem esquelética pela sua confiabilidade. Ao utilizar a ancoragem esquelética, como implantes dentários, miniplacas e mini-implantes ortodônticos os clínicos podem certamente dispor

de uma ancoragem absoluta, a qual independe da colaboração do paciente (PARK et al., 2006).

Os mini-implantes ortodônticos vem sendo amplamente utilizados devido a facilidade de instalação, baixo custo e aceitação dos pacientes. Contudo, um dos problemas encontrados na utilização deste dispositivo é sua falha ou perda antes do tempo exigido para o término do tratamento, fato este, que vem despertando o interesse de pesquisadores sobre o tema (KURODA et al., 2007; WIECHMANN et al., 2007; CHEN et al., 2009; SCHATZLE et al., 2009).

O sucesso dos mini-implantes ortodônticos depende do embricamento ósseo do parafuso, da resposta biológica óssea decorrente da agressão da inserção associada ao carregamento de força, e da saúde do tecido mole circundante. É imprescindível para o sucesso da técnica não somente um travamento suficiente logo após sua inserção (estabilidade primária), mas também a manutenção do parafuso estável durante o tempo necessário para a movimentação ortodôntica (estabilidade secundária). A intensidade, localização e distribuição das tensões geradas na interface osso/parafuso durante a inserção e a aplicação das forças ortodônticas afetam a resposta óssea peri-mini-implantar e conseqüentemente afetam a estabilidade primária e secundária (GRACCO et al., 2009).

A tensão gerada pelo embricamento mecânico do mini-implante ao osso pode ser benéfica até certo ponto. Apesar do aumento da tensão contribuir para o aumento da estabilidade primária, valores altos podem resultar em microfraturas ósseas indutoras de necrose isquêmica na região o que levaria à perda da estabilidade secundária, ou seja, instabilidade do mini-implante (KIN et al., 2009; CHEN et al., 2010; SUZUKI e SUZUKI, 2011).

Uma das formas de avaliar *in vitro* as tensões geradas pelo mini-implante, é empregar a técnica de fotoelasticidade, baseada na birrefringência, que é uma propriedade opitomecânica apresentada por polímeros transparentes (PHILLIPS, 2000). O fenômeno da fotoelasticidade foi descoberto em 1816

por David Brewster, que observou faixas coloridas em um vidro sob tensão, contudo, somente em 1935, que o método foi introduzido na odontologia (CAMPOS JR. et al. 1986; GRACCO et al., 2009).

A fotoelasticidade é um método experimental utilizado para analisar o campo das tensões e deformações das estruturas que se baseia na propriedade de materiais transparentes, que quando submetidos à luz polarizada transformam estímulo mecânico em franjas que ocorrem ao longo das áreas de compressão ou tração, fornecendo dados que possam melhorar a mecânica ortodôntica com uso de mini-implante, bem como a estabilidade dos mesmos (ABRÃO, 2014). Em geral, a fotoelasticidade demonstra a qualidade, a quantidade e a distribuição das cargas exercidas no material fotoelástico por meio de série de franjas que surgem com diferentes cores em uma série sucessivas de faixas (TORRES, 2008; GALLI et al., 2014).

MAHLER e PEYTON, em 1955, foram os autores responsáveis pela descrição da técnica da fotoelasticidade na pesquisa odontológica para avaliar as tensões geradas na estrutura dental. Descrita de forma simplificada, os autores empregaram o polaroscópio plano como fonte de luz monocromática que pelo fenômeno da dupla refração ou birrefringência, observou a formação de franjas claras e escuras, as quais eram diretamente proporcionais às diferenças de tensões principais existentes no modelo analisado.

Em 1975, BRODSKY, CAPUTO e FRUSTMAN realizaram um estudo responsável pela validação do método fotoelástico, demonstrando a compatibilidade existentes com achados histológicos. Estes mesmos autores compararam a movimentação ortodôntica em dente de gatos com modelos fotoelásticos encontrando uma correlação positiva, ou seja, áreas de pressão no modelo fotoelástico, verificavam compressão nos ligamentos periodontais, áreas de tração encontraram evidências de estiramento periodontal e locais de alta concentração de tensões foram observadas áreas de hialinização no material histológico.

GRACCO et al. (2009) foram os primeiros autores a utilizar a análise fotoelástica em pesquisas de mini-implantes ortodônticos. Neste estudo, os autores avaliaram a distribuição das tensões ao redor de mini-implantes ortodônticos de diferentes comprimentos (7, 9, 10, 14mm de comprimento), diferentes níveis de osseointegração utilizando a análise fotoelástica associado à análise de elementos finitos. Comprovaram que as forças ortodônticas geram diferenças mínimas nas tensões já existentes pela inserção do parafuso, contudo aconselham a evitar cargas elevadas quando utilizados mini-implantes com 7 e 14mm de comprimento. As análises de elementos finitos mostraram que para os parafusos de 14 mm e para cargas de 2N, demonstraram altos valores de tensão Von Mises, o que pode conduzir a condições críticas de falha. A partir deste estudo preliminar, verificou-se que o comprimento do parafuso ideal é de 9 mm, sendo a osseointegração parcial vista como meta no uso de mini-implantes ortodônticos.

Em 2010, DOBRANSZKI e colaboradores avaliaram 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. 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. Estes foram inseridos passivamente no material fotoelástico, ou seja, a resina fotoelástica foi vazada com os mini-implantes em posição. A aplicação de cargas laterais provocou 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 próximas ao ápice. Os autores concluíram que o mini-implante cilíndrico apresentou maior concentração de tensões no ápice, e o mini-implante cônico apresentou maior

concentração de tensões nos filetes de rosca. Neste trabalho foi somente avaliado as tensões provenientes da força ortodôntica e não as tensões geradas pela inserção do mesmo ao osso.

ÇEHRELI, OZCIRPICI, YILMAZ (2013) verificaram as tensões geradas pelo torque de inserção e aplicação de força estática de mini-implantes ortodônticos inseridos em diferentes inclinações (30, 45, 70 e 90 graus). Por meio da análise fotoelástica com a utilização de 250gr de força estática concluíram que mini-implantes inseridos em 90 graus apresentaram distribuição de tensão mais baixa e homogênea seguido por 30, 70 e 45 graus de inclinação de inserção. A força ortodôntica estática não alterou dramaticamente os campos de tensão ao redor dos implantes testados. A maior alteração na distribuição de tensão foi observada para o implante colocado de 90 graus, enquanto o 70 graus tiveram as menores tensões entre os implantes inclinados. Torque de inserção dos implantes ortodônticos cria um campo de tensão que não é alterada drasticamente após a aplicação de cargas laterais ortodônticas, especialmente na região cervical dos mini-implantes inclinados.

Parece pertinente salientar que para alcançarmos

um aumento da taxa de sucesso na técnica de mini-implantes ortodônticos, o conhecimento das tensões provocadas pela inserção dos mini-implantes ao osso associado ao carregamento de força seria fundamental. As inúmeras possibilidades de locais de inserção, as diferentes espessuras e densidades ósseas associadas a ampla variedade de diferentes formatos de mini-implantes no mercados e às inúmeras possibilidades de direção de carregamento de força dificultam muito a escolha pelo tipo de parafuso e a técnica de inserção a ser utilizada pelo clínico em cada situação. Assim, este trabalho teve como objetivo, avaliar *in vitro*, por meio de análise fotoelástica, a distribuição de tensões após a inserção de mini-implantes ortodônticos de duas marcas comerciais.

MATERIAL E MÉTODOS

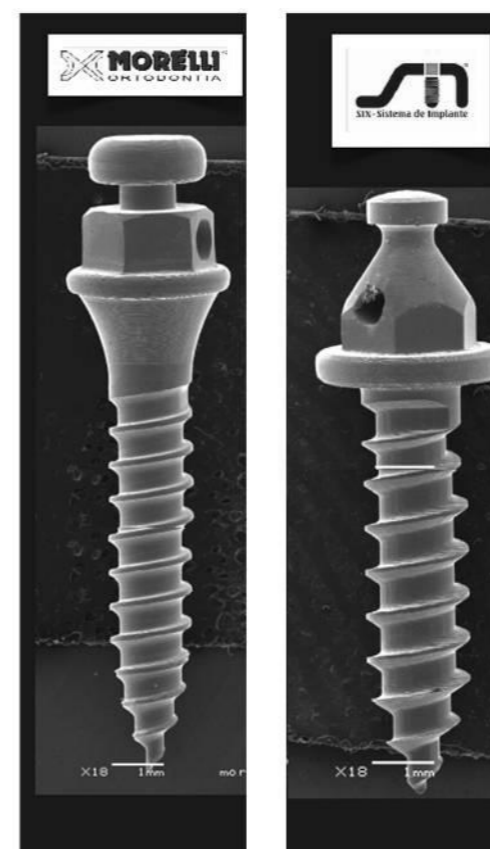
MATERIAL

Mini-implantes

Foram utilizados 20 mini-implantes autoperfurantes, sendo 10 de cada marca comercial: SIN (SIN-Sistema de Implantes Nacional, São Paulo/SP, Brasil) e Morelli (Morelli, Sorocaba/

SP, Brasil). Para viabilizar a comparação e análise estatística entre os diferentes mini-implantes, estes apresentavam características semelhantes quanto ao tamanho e design (Tabela 1, Figura 1).

Figura 1 - Aspectos fotomicrográficos dos mini-implantes das duas marcas comerciais com aumento de 18x.



Resina fotoelástica

Para realização do teste de fotoelasticidade utilizou-se como material fotoelástico a resina base Araldite GY 279 e o endurecedor Aradur 2963 (Araltec Produtos Químicos – SP, Brasil) (Figura 2) na proporção de 100g de resina base Araldite GY 279 para 42g do endurecedor Aradur 2963, de acordo com as recomendações do fabricante.

Silicona

Para confecção dos moldes foi utilizada a Borracha Silicone ASB-10 Azul (Polipox –

Industria e Comércio Ltda –Cesário Lange, SP, Brasil) seguindo as proporções recomendada pelo fabricante (Figura 3).

MÉTODO

Confecção dos moldes

Para confecção dos moldes dos blocos de resina fotoelástica foram utilizados 2 blocos de acrílico de 14x60x130mm., os quais foram fixados com cera utilidade em uma caixa de madeira desmontável, deixando uma distância mínima de 1 cm entre os mesmo (Figura 4A-B).

Foram manipulados de acordo com as instruções do fabricante 750 ml da Silicona Polipox e vazada delicadamente na caixa de madeira para evitar bolhas. Após 24 horas a caixa foi desmontada e os blocos de acrílico removidos (Figura 5A-B).

Confecção dos blocos de resina fotoelástica

A resina fotoelástica foi manipulada na proporção de 86g de resina base Araldite GY 279 para 40g do endurecedor Aradur 2963, a resina fotoelástica foi despejada delicadamente no molde com auxílio de uma espátula de madeira para evitar o aparecimento de bolhas (Figura 6). De acordo com as recomendações do fabricante, estes foram deixados em temperatura ambiente por 72h até a completa polimerização da resina. Após a presa, os blocos foram removidos dos moldes. Foram feitos 8 blocos, sendo utilizados 4 para cada marca de mini-implante.

Análise fotoelástica (baseado em GRACCO et al., 2009)

Dez mini-implantes de cada marca comercial foram inseridos na placa de resina fotoelástica com uma distância de 2cm entre cada parafuso (Figura 7) utilizando o kit da respectiva marca de mini-implante, realizada por um mesmo operador calibrado previamente.

Imediatamente após realizadas as inserções (Figura 8), o conjunto bloco de resina fotoelástica + mini-implante foi inserido no polaroscópio de

Tabela 1 - Características dos mini-implantes de acordo com as especificações dos fabricantes.

Grupo	Fabricante	Origem	DN*(mm)	CN*(mm)	Perfil(mm)	Forma	Passo de Rosca
MOR	Morelli	Sorocaba/SP, Brasil	1,60	6,00	1,00	Cilíndrico	Única
SIN	SIN - Sistema de Implantes Nacional	São Paulo/SP, Brasil	1,60	6,00	0,00	Cilíndrico	Única

DN*=Diâmetro Nominal; CN*= Comprimento Nominal
Fonte: Catálogos das respectivas marcas.

refração, do laboratório de ensaios mecânicos da FOAr-UNESP e submetido à análise fotoelástica. Os resultados foram registrados por uma câmera digital EOS 450D (12 megapixels e lente Canon macro 100mm Ultrasonic), e analisados com o software Image J (Image J 1.48q Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) para mensuração das franjas obtidas. Cada imagem obtida foi aumentada 10x e então mensurada a distância do parafuso à franja 1 em cinco áreas: à 1,5 mm do início da rosca do lado direito (a), 3,5 mm do início da rosca do

lado direito (b), na ponta do parafuso, à 1,5 mm do início da rosca do lado esquerdo (d) e 3,5 mm do início da rosca do lado esquerdo (e) (Figura 9). Esta mensuração foi realizada em dois tempos T1: imediatamente após a inserção e T2: 30 minutos após a inserção.

Análise estatística

Os dados foram submetidos à análise de variância dois fatores (Implante e tempo) de medidas repetidas e ao teste de Tukey, com nível

Figura 2 - resina base Araldite GY 279 para 42g do endurecedor Aradur 2963.



Figura 3 - borracha de silicone azul utilizada para confecção dos moldes.



Figura 4 - A-Blocos de acrílico fixados com cera utilidade no fundo da caixa de madeira desmontável; B-Caixa montada com os blocos inseridos prontos para inserção da borracha de silicone.

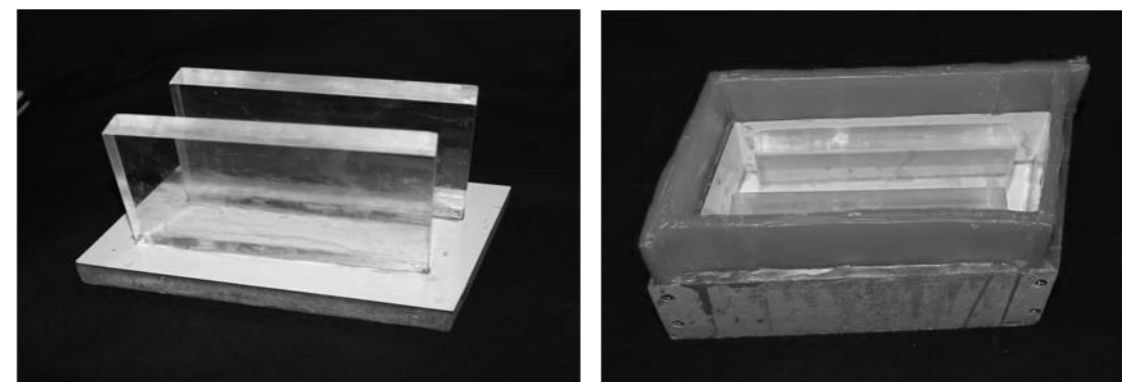


Figura 5 - A- Vazamento da silicone na caixa desmontável; B- Moldes prontos.

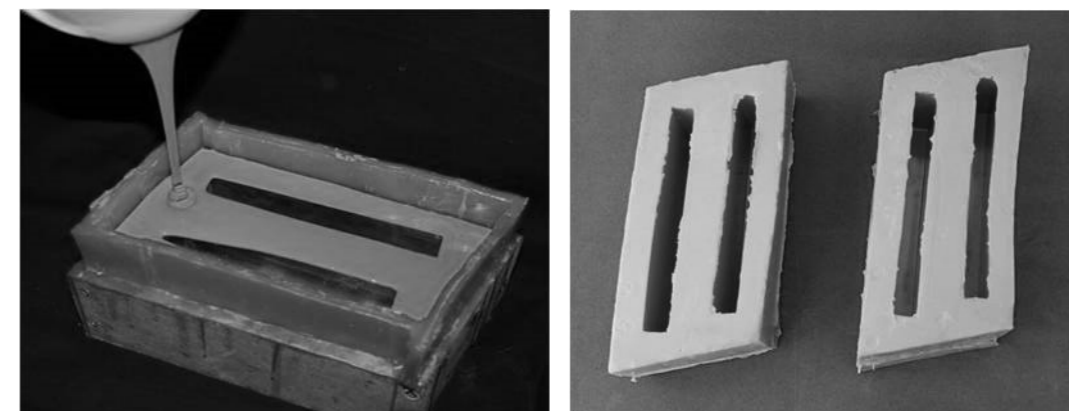


Figura 6 - Vazamento da resina fotoelástica no molde de silicone.



Figura 7 - Esquema demonstrando a disposição dos mini-implantes ortodônticos no bloco de resina fotoelástica.

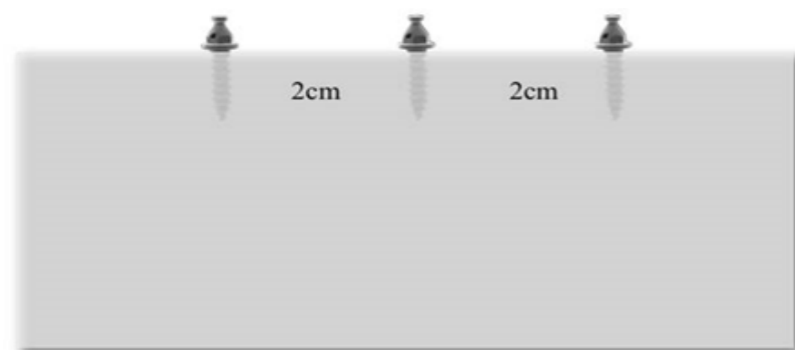


Figura 8 - Sequência do surgimento das franjas na resina fotoelástica durante a inserção do mini-implante.

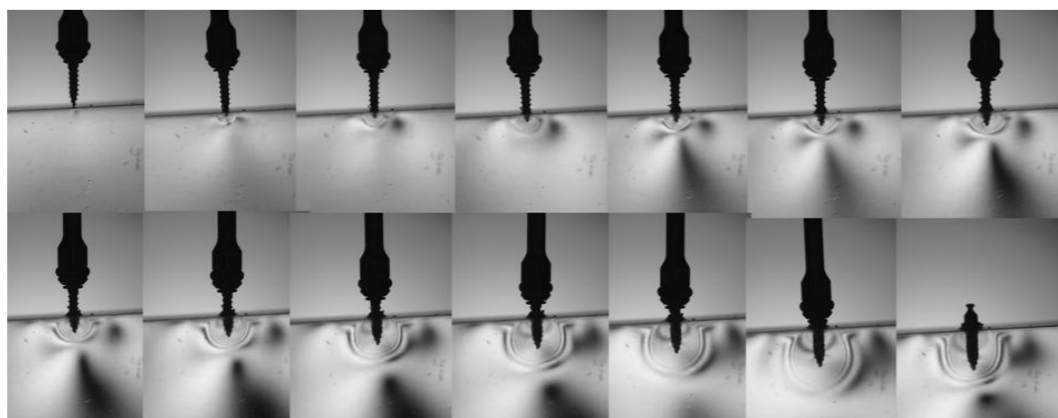


Figura 9 - Método utilizado para mensuração das franjas, onde as distâncias da franja ao mini-implante foram mensuradas nas regiões: **a** e **d**: à 1,5mm da cervical, a direita e esquerda respectivamente; **b** e **e**: à 3,5mm da cervical, a direita e esquerda respectivamente e **c**: na ponta do parafuso.

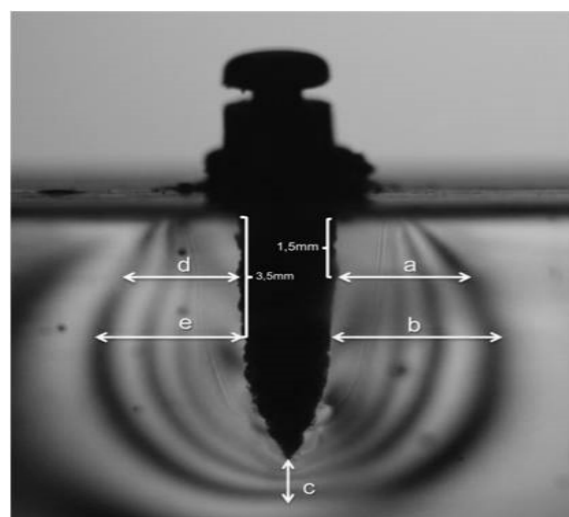
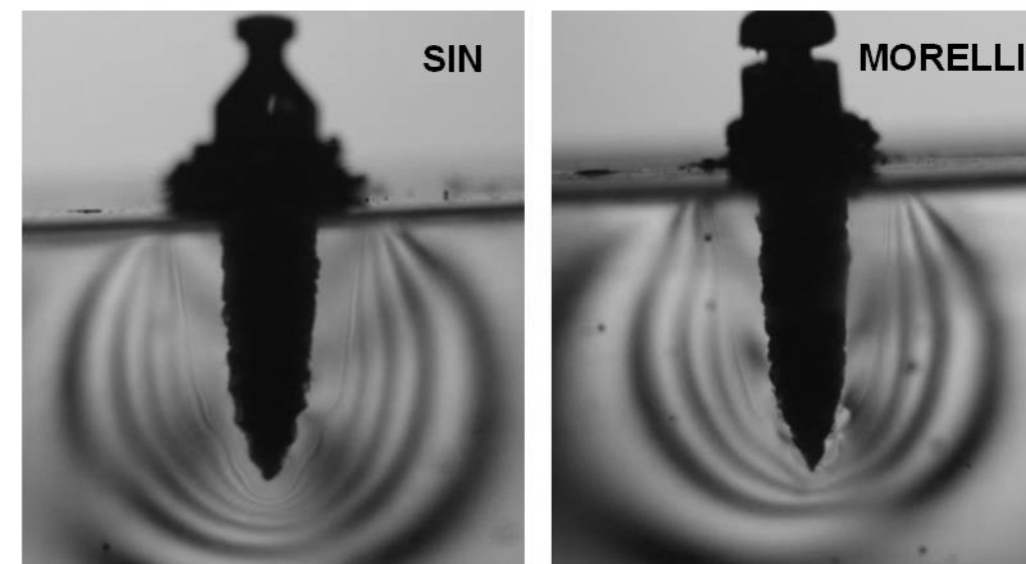


Figura 10- Comparação da disposição e quantidade de franjas (tensão) das duas marcas comerciais.



de significância de 5%. Foi utilizado o programa estatístico SaS System for Windows 9.0 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA).

RESULTADOS

Os resultados mostraram que não houve interação significativa entre os fatores em nenhuma região ($p=0,874$; $p=0,792$; $p=0,601$; $p=0,737$; $p=0,812$; para as regiões a, b, c, d, e, respectivamente). Também não houve diferença significativa entre os tempos de avaliação ($p=0,579$; $p=0,609$; $p=0,867$; $p=0,216$; $p=0,751$; para as regiões a, b, c, d, e, respectivamente).

Entretanto, houve diferença entre os implantes da marca comercial SIN e da Morelli em todas as regiões ($p<0,001$; $p<0,001$; $p<0,001$; $p=0,002$; $p=0,002$; para as regiões a, b, c, d, e, respectivamente). Na Tabela 2 e Figura 10 pode ser observado que o mini implante SIN mostrou tamanho de franja significativamente maior que o mini implante Morelli em todas as regiões.

DISCUSSÃO

A fotoelasticidade é uma ferramenta da Bioengenharia muito útil para a análise biomecânica em Odontologia. Consiste numa técnica experimental

utilizada para avaliar as tensões e a sua distribuição nos sistemas estruturais, possibilitando muitas vezes a verificação das tensões e deformações de modelos com geometria complexa de difícil modelamento computacional 3D (FREITAS JR. et al., 2007; FAKHOURI et al., 2009). Pela observação dos efeitos óticos da luz polarizada sob ação de tensões e deformações em modelos fotoelásticos, elásticos e transparentes (anisotropia ótica) esta técnica permite uma análise qualitativa imediata, e análise quantitativa do estado de tensões internas dos materiais (FAKHOURI et al., 2009).

No presente estudo foram avaliadas as tensões provocadas pela inserção de duas marcas de mini-implantes ortodôntico com a finalidade de compará-las quanto a estabilidade primária promovida pelo embricamento das espiras durante a inserção. Apesar da utilização de placas de resina fotoelásticas, cujo material é homogêneo e isotrópico, diferente do osso, que, não é homogêneo nem isotrópico, este método foi validado em 1975 por BRODSKY, CAPUTO e FRUSTMAN, que comprovaram haver uma correlação positiva entre a análise fotoelástica e achados histológicos. Portanto, é pertinente assumir que os padrões de franjas fotoelásticas neste modelo mais simplificado fornecem

aproximação suficiente do que ocorre realmente em tecido ósseo humano (GRACCO et al., 2009).

Como pesquisas com análise fotoelástica utilizando mini-implantes ortodônticos (GRACCO et al., 2009; DOBRANSZKI et al., 2010; ÇEHRELI, OZCIRPICI, YILMAZ, 2013; GALLI et al., 2014) comprovaram que as forças ortodônticas estáticas geram o mínimo de alteração na distribuição das tensões, parece evidente que a estabilidade do parafuso ao osso é dependente somente do embricamento e consequente tensão gerada pela inserção, e não sofre influência da aplicação da mecânica ortodôntica. Ciente disso, este estudo limitou-se verificar as tensões provocadas pelo torque de inserção.

O presente trabalho demonstrou que as tensões geradas pela inserção em 90° de mini-implantes ortodônticos foram homogêneas em torno de todo o parafuso independente da marca comercial, já que não houve diferença estatística entre as regiões mensuradas em torno do parafuso, corroborando com a pesquisa de ÇEHRELI, OZCIRPICI, YILMAZ (2013) que constatou ser a inclinação de 90° a que produz menor quantidade de tensão com distribuição mais homogênea quando comparadas às inclinações de 30, 70 e 45°. Esta homogeneidade seria obviamente alterada diante de diferenças na densidade óssea entre cortical e medular como comprovada em estudos de Análise de Elementos Finitos (MOTOYOSHI et al., 2009; LOMBARDO et al., 2010; LIU et al., 2012), nos quais os modelos ósseos foram construídos com uma camada de cortical com densidade diferente da medular. Sempre a camada de maior densidade óssea produzirá maior tensão diante do embricamento do parafuso ao osso. DOBRANSZKI et al. (2010) comprovaram que o mini-implante da SIN submetido à força de torção produziu maior tensão no ápice, divergindo deste estudo, possivelmente porque os mini-implantes foram inseridos passivamente no material fotoelástico, ou seja, a resina fotoelástica foi vazada com os mini-implantes em posição não sendo submetidos

à força de inserção do parafuso.

A marca comercial SIN resultou em maior tensão durante a inserção do parafuso quando comparado à marca Morelli, portanto a rosca do mini-implante da SIN resultaria em uma melhor estabilidade primária no tecido ósseo. Esta diferença estatística encontrada comprovou ser o desenho da rosca do mini-implante o responsável efetivo por uma maior ou menor estabilidade primária, uma vez que os métodos de inserção e o meio ao qual foram inseridos foram idênticos entre as duas marcas, corroborando com o trabalho de MARCÉ-NOGUÉ et al. (2013) que, apesar de utilizar como método a análise de elementos finitos, encontrou resultado semelhante.

A estabilidade primária do mini-implante está relacionada ao desenho, à qualidade do osso receptor e aos diferentes métodos de inserção. Quanto ao osso, quanto maior a densidade óssea e a profundidade de embricamento (parafuso-osso), melhor será a estabilidade primária (ÇEHRELI e ARMAN-ÖZÇIRPICI, 2012; HOLM et al., 2012; SHAH et al., 2012). Quanto ao desenho do mini-implante, um maior diâmetro (ÇEHRELI e ARMAN-ÖZÇIRPICI, 2012; HOLM et al., 2012; SHAH et al., 2012), um maior comprimento (SHAH et al., 2012), a conicidade, a presença de rosca autoperfurante (KIM et al., 2009; CHEN et al., 2010; SUZUKI e SUZUKI, 2011; ÇEHRELI e ARMAN-ÖZÇIRPICI, 2012; HEO et al., 2012; HOLM et al., 2012; SHAH et al., 2012; SHIN et al., 2012) e a presença de rosca dupla na região cortical (KIM et al., 2009) demonstraram uma correlação positiva com a estabilidade primária. Apesar de ambos os parafusos deste estudo serem autoperfurantes e com o mesmo diâmetro e comprimento (Tabela 1), foi possível verificar que as roscas da marca comercial SIN são mais afiladas, e mais espaçadas quando comparadas com a marca comercial Morelli, o qual deve ser o motivo real da diferença encontrada entre a distribuição das tensões geradas.

Cientes de que o aumento da tensão tanto contribui para o aumento da estabilidade primária

quanto resulta em microfraturas ósseas indutoras de necrose isquêmica na região (falha do mini-implante) (KIM et al., 2009; CHEN et al., 2010; SUZUKI e SUZUKI 2011), fica evidente a importância do cirurgião conhecer a densidade óssea da região a ser inserida e a tensão produzida pelos diferentes mini-implantes utilizados pelo profissional. Em casos de inserção de mini-implantes cujo desenho da rosca produz uma maior tensão em um osso com uma alta densidade, pode ser indicado a realização de perfuração prévia com uma broca de diâmetro inferior ao mini-implante para evitar o surgimento de fraturas ósseas (SHIN et al., 2012).

CONCLUSÃO

Diante dos resultados foi possível concluir que a distribuição da tensão pela análise fotoelástica foi maior para o mini-implante da marca SIN do que da Morelli, mostrando a influência do design da rosca no embricamento mecânico, e consequentemente, na estabilidade primária no tecido ósseo. Contudo, em ambas as marcas comerciais, a distribuição das tensões foi homogênea ao redor das áreas analisadas do parafuso.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRÃO, A.F. **Análise fotoelástica da distribuição de tensões nos segundos molares inferiores geradas por diferentes mecânicas de verticalização.** (Tese- doutorado). São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2014.
- BRODSKY, J.F.; CAPUTO, A.A.; FURSTMAN, L.L. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod.* v.67, n.1, p.1-10, Jan 1975.
- CAMPOS, JR. A.; PASSANEZI, E.; NAHÁS, D.; JANON, W. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Parte 1 – campo de aplicação. *Rev*

Odontol Univ São Paulo. v.16, p.20-25, 1986.

ÇEHRELI, S.; ÖZCIRPICI, A.A.; YILMAZ, A. Tilted orthodontic micro implants: a photoelastic stress analysis. *Eur J Orthod.* v.35; n.5, p.563-567, Oct 2013.

ÇEHRELI, S.; ARMAN-ÖZÇIRPICI, A. Primary stability and histomorphometric bone-implant contact of self-drilling and self-tapping orthodontic microimplants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* v.141, n.2, p.187-195, Feb 2012.

CHEN, Y.; KYUNG, H.M.; GAO, L.; YU, W.J.; BAE, E.J.; KIM, S.M. Mechanical properties of self-drilling orthodontic micro-implants with different diameters. *Angle Orthod.* v.80, n.5, p.821-827, Sep 2010.

CHEN, Y.; KYUNG, H.M.; ZHAO, W.T.; YU, W.J. Critical factors for the success of orthodontic ini-implants: a systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* v.135, n.3, p.284-291, Mar 2009.

DOBRANSZKI, A.; LEVY NETO, F.; DOBRANSZKI, N.; VUOLO, J.H.; LABOISSIÈRE JR, M.A. Distribuição de tensões em mini-implantes ortodônticos. *Matéria,* v.15, n.3, p.405-412, 2010.

FAKHOURI, S.F.; SIQUEIRA, D.P.P.; ARAÚJO, C.A.; DEFINO, H.L.A.; SHIMANO, A.C. Análise fotoelástica de parafuso de sistema de fixação vertebral. *Acta Ortop Bras.* v.17, n.4, p.207-210, Sep 2009.

FREITAS JR., A.C.; ROCHA, E.P.; ASSUNÇÃO, W.G.; SANTOS, P.H. Bioengineering applied to odontology: finite element analysis versus photoelasticity.

ImplantNews. v.4, n.5, p.469-476, 2007.
GALLI, L.G.; ALMEIDA, R.R.; ALMEIDA, M.R.; CONTI, A.C.C.F.; GONINI JR. A.
Avaliação fotoelástica da tensão gerada durante a retração de caninos e mini-implantes para ancoragem. *Ortodontia*, v.47, n.5, p.441-448, set.-out.2014.

GRACCO, A.; CIRIGNACO, A.; COZZANI, M.; BOCCACCIO, A.; PAPPALETTERE, C.; VITALE, G. Numerical/experimental analysis of the stress field around miniscrews for orthodontic anchorage. *Eur J Orthod.* v.31, n.1, p.12-20, Feb 2009.

HEO, Y.Y.; CHO., K.C.; BAEK, S.H. Angled-predrilling depth and mini-implant shape effects on the mechanical properties of self-drilling orthodontic mini-implants during the angled insertion procedure. *Angle Orthod.* v.82, n.5, p.881-888, Sep 2012.

HOLM, L.; CUNNINGHAM, S.J.; PETRIE, A.; COUSLEY, R.R. An in vitro study of factors affecting the primary stability of orthodontic mini-implants. *Angle Orthod.* v.82, n.6, p.1022-1028, Nov 2012.

KIM, Y.K.; KIM, Y.J.; YUN, P.Y.; KIM, J.W. Effects of the taper shape, dual-thread, and length on the mechanical properties of mini-implants. *Angle Orthod.* v.79, n.5, p.908-914, Sep 2009.

KURODA, S.; SUGAWARA, Y.; DEGUCHI, T.; KYUNG, H.M.; TAKANO-YAMAMOTO, T. Clinical use of miniscrew implants as orthodontic anchorage: success rates and postoperative discomfort. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* v.131, n.1, p.9-15, Jan 2007.

LIU, T.C.; CHANG, C.H.; WONG, T.Y.; LIU, J.K. Finite element analysis of miniscrew implants used for orthodontic anchorage. *Am J*

Orthod Dentofacial Orthop. v.141, n.1, p.468-476, Apr 2012.

LOMBARDO, L.; GRACCO, A.; ZAMPINI, F.; STEFANONI, F.; MOLLICA, F. Optimal palatal configuration for miniscrew applications. *Angle Orthod.* v.80, n.1, p.145-52, Jan 2010.

MAHLER, D.B.; PEYTON, F.A. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* v.34, n.6, p.831-838, Dec 1955.

MARCÉ-NOGUÉ, J.; WALTER, A.; GIL, L.; PUIGDOLLERS, A. Finite element comparison of 10 orthodontic microscrews with different cortical bone parameters. *Int J Oral Maxillofac Implants.* v.28, n.4, p.177-189, Jul-Aug 2013.

MOTOYOSHI, M.; INABA, M.; ONO, A.; UENO, S.; SHIMIZU, N. The effect of cortical bone thickness on the stability of orthodontic mini-implants and on the stress distribution in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Surg.* v.38, n.1, p.13-18, Jan 2009.

PARK, H.S.; JEONG, S.H.; KWON, O.W. Factors affecting the clinical success of screw implants used as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* v.130, n.1, p.18-25, Jul 2006.

PHILLIPS, J.W. Photoelasticity. In: PHILLIPS, J.W. **TAM326-Expeimental Stress Analysis.** Champaign: University of Illinois at Urbana) Champaign, 2000. P.1-62.

SCHÄTZLE, M.; MÄNNCHEN, R.; ZWAHLEN, M.; LANG, N.P. Survival and failure rates of orthodontic temporary anchorage devices: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* v.20, n12, p.1351-1359, Dec 2009.

SHAH, A.H.; BEHRENTS, R.G.; KIM, K.B.; KYUNG, H.M.; BUSCHANG, P.H. Effects of screw and host factors on insertion torque and pullout strength. *Angle Orthod.* v.82, n.4, p.603-610, Jul 2012.

SHIN, Y.S.; AHN, H.W.; PARK, Y.G.; KIM, S.H.; CHUNG, K.R.; CHO, I.S., et al. Effects of predrilling on the osseointegration potential of mini-implants. *Angle Orthod.* v.82, n.6, p.1008-1013, Nov 2012.

SUZUKI, E.Y.; SUZUKI, B. Placement and removal torque values of orthodontic miniscrew implants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* v.139, n.5, p.669-678, May 2011.

TORRES, E.M. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes planejamentos de próteses parciais fixas parafusadas sobre implantes cone Morse.** (Tese doutorado). Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

WIECHMANN, D.; MEYER, U.; BÜCHTER, A. Success rate of mini- and micro-implants used for orthodontic anchorage: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* v.18, n.2, p.263-267, Apr 2007.

Recebido em: 07/12/2016

Aprovação final em: 16/02/2017