



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



**AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DE DISPOSITIVOS DE ANCORAGEM
ESQUELÉTICA ORTODÔNTICA**

Camila Rizzoli

Piracicaba-SP

2012



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



Camila Rizzoli

**AVALIAÇÃO FOTOELÁSTICA DE DISPOSITIVOS DE ANCORAGEM
ESQUELÉTICA ORTODÔNTICA**

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Faculdade de
Odontologia de Piracicaba da
Universidade Estadual de Campinas
como requisito para obtenção do
título de Cirurgião-Dentista em 2012.

Orientadora: Profa. Dra. Luciana Asprino

Piracicaba

2012

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba
Marilene Girello - CRB 8/6159

R529a Rizzoli, Camila, 1991-
Avaliação fotoelástica de dispositivos de ancoragem
esquelética ortodôntica / Camila Rizzoli. -- Piracicaba,
SP: [s.n.], 2012.

Orientador: Luciana Asprino.
Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) –
Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de
Odontologia de Piracicaba.

1. Ortodontia. I. Asprino, Luciana, 1974- II.
Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Dedico aos meus pais, Walmir e Zélia,
que garantiram que nada me faltasse
e são grandes exemplos de vida os quais admiro.
Sou grata por toda paciência, compreensão,
dedicação e incentivo.
A vocês todo o meu amor!

Agradecimentos

A Deus por todas as bênçãos que tem derramado em minha vida. Ele sempre está presente iluminando meu caminho, dando muita força e coragem para eu vencer os desafios. Agradeço por todas minhas conquistas.

Aos meus pais, Walmir e Zélia, tenho eterna gratidão por todo apoio, dedicação e amor que tem me dado. Obrigada pela compreensão e paciência.

À minha irmã Letícia por ser uma grande parceira e amiga. Que nossos laços de união se perpetuem. Agradeço pelo apoio.

À minha família, tios e primos por sempre estarem presentes e me apoiarem.

Às amigas Júlia Quintanilha e Sarah Dias que estiveram sempre ao meu lado.

Aos amigos Michele O. Lima, Aline Giroto, Lilian Lopes, Vanessa Gross, Diego Marques, Rodrigo Sato e Rafael Franco por todo suporte, apoio, alegrias e amizade que me deram nesses quatro anos de graduação.

A todos colegas de turma pelo suporte e convivência.

Ao meu querido Douglas, pela cumplicidade, amor e amizade. Agradeço por me dar forças nos momentos difíceis e me inspirar enchendo minha vida de felicidades.

À Prof^a. Dr^a. Luciana Asprino, por ter colaborado em minha formação científica, por toda atenção e apoio.

Resumo

O objetivo dos autores neste trabalho foi analisar comparativamente a distribuição de tensões entre diferentes tipos de dispositivos para ancoragem ortodôntica disponíveis no mercado variando-se o tipo de dispositivo entre mini implante e miniplacas e o comprimento e diâmetro dos mini implantes. Foi realizada uma análise qualitativa da distribuição de tensão sobre cada tipo de implante inserido em corpos de provas fotoelásticos unitários submetidos à carga. Para isto foram confeccionados oito corpos de prova unitários em resina fotoelásticos sendo dois corpos de cada tipo de implante e aplicada uma força axial e outra não axial de 370g em cada um. Foram utilizados 6 mini implantes de forma cilíndrica, sendo dois com diâmetro de 1,3mm e comprimento de 11mm e quatro com diâmetro de 1,6mm sendo 2 com comprimento de 11mm e 2 com comprimento de 7mm. Também foram utilizadas duas miniplacas de ancoragem ortodôntica. Utilizamos um aparelho de polaroscópio plano (Eikonal Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda., São Paulo – SP, Brasil). Levando-se em consideração a distribuição das franjas, podemos dizer observamos melhor distribuição da tensão ao redor dos implantes de 1,6x11mm e das miniplacas. Podemos concluir que dentro das limitações deste trabalho *in vitro* em simular a situação clínica, todos os dispositivos utilizados demonstraram boa distribuição das tensões, sendo adequados para promoção de ancoragem esquelética e que as miniplacas e o implante de 1,6x11mm são os menos suscetíveis a perda de ancoragem.

Palavras Chave: Análise Fotoelástica, Ortodontia, Ancoragem, mini implantes.

Abstract

The authors' objective in this project was to analyze the stress distribution between different types of orthodontic anchorage devices available in the market varying the type of device between mini implants and miniplates and length and diameter of the mini implants. It was performed a qualitative analysis of the stress distribution on each type of implant placed in test unit photoelastic samples subjected to load. To this were fabricated eight specimens of photoelastic unit, which two bodies of each type of implant and applied an axial force and no other axial force of 370g each. Were used 6 mini cylindrical implants, two with a diameter of 1.3 mm and a length of 11mm and four with diameter 1.6 mm, 2 length of 11 mm and 2 with length of 7mm. We also used two miniplates for orthodontic anchorage. We used a device polaroscópio plan (eikonal Optical Instruments Trading and Service Ltd., São Paulo - SP, Brazil). Taking into account the distribution of the fringes, we can say we observed better stress distribution around the implant 1.6 x11mm and miniplates. We conclude that within the limitations of this work in vitro to simulate the clinical situation, all the devices showed good stress distribution, being suitable for promoting skeletal anchorage and that the miniplate and screw 1.6 x11mm are less susceptible to loss anchor.

Keywords: Photoelastic Analysis, Orthodontics, Anchorage, mini implants.

Sumário

	P.
1. Introdução.....	08
2. Revisão de literatura.....	11
3. Proposição.....	14
4. Materiais e Métodos.....	15
5. Resultados.....	20
6. Discussão.....	22
7. Conclusão.....	24
Referências Bibliográficas.....	25

1. Introdução

Um dos maiores desafios em ortodontia é conseguir ancoragem adequada para realizar os movimentos dentários planejados. Convencionalmente a ancoragem ortodôntica é realizada utilizando-se um grupo maior de dentes para movimentar um grupo menor, por meio de uso de dispositivos ancorados nos dentes. Em pacientes adultos com comprometimento periodontal esta capacidade de ancoragem é comprometida, tendo levado a busca por outras opções de ancoragem, como a ancoragem esquelética.

Com a evolução dos métodos de ancoragem ortodôntica por meio de dispositivos intra-ósseos, também chamada de ancoragem ortodôntica esquelética, foram desenvolvidos outros implantes específicos para uso ortodôntico, como os implantes palatinos (Celenza, 2003; Kyung *et al.*, 2003), miniplacas (Sugawara, *et al.*, 2002) e variações de mini-implantes (Bae, *et al.*, 2002; Hermann & Cope, 2005; Park *et al.*, 2003) que são denominados Dispositivos de Ancoragem Temporária (Cope, 2005).

Os dispositivos de ancoragem ortodôntica apresentam diversas indicações clínicas, entre elas: retração do segmento anterior, evitando o uso de aparelho extra bucal como reforço de ancoragem, verticalização de molares, intrusão de dentes anteriores e até mesmo intrusão de molares (Moreira Melo *et al.*, 2007). Apesar do pequeno diâmetro (variações de 1 a 2mm), os mini-implantes são capazes de suportar forças de até 450g, enquanto a maioria das forças utilizadas em Ortodontia é inferior a 250g (Kyung *et al.*, 2001).

Entretanto, não é possível quantificar a carga transmitida aos dentes e tecidos periodontais ou mesmo a área adjacente aos dispositivos devido ao fato de que a capacidade de suportar e minimizar a sobrecarga são uma reação individual e varia de acordo com a morfologia e qualidade óssea da área em que o dispositivo é aplicado, tipo de dispositivo, vetor da força e de paciente para paciente. Sendo assim, cabe então às pesquisas a função de observar, avaliar e quantificar essas forças por métodos experimentais e comparar qual dispositivo, devido o seu desenho e suas características, possui maiores vantagens e menos propensão a falhas e insucesso.

A fotoelasticidade foi escolhida como parâmetro de análise neste trabalho por ser um método experimental muito usado para observação das tensões e por ser de relativa simplicidade e confiabilidade em relação aos achados clínicos e a outros métodos mais complexos. O método foi descrito por Mahler e Peyton (1955) por se empregar um polaroscópio plano com luz monocromática incidente em várias direções com transmissão apenas dos componentes de ondas paralelos ao eixo de polarização. Estas ondas polarizadas incidem no modelo fotoelástico posicionado no polariscópio e submetidos a cargas. A resina fotoelástica transmite apenas os componentes de ondas que incidem paralelamente aos planos das tensões principais. Estas ondas incidem agora num analisador e o fenômeno pode ser visto no modelo pela formação de bandas ou franjas claras e escuras, proporcionais as tensões principais submetidas ao corpo de prova em análise. Ao usar luz branca incidente se observa franjas coloridas, que segundo Brodsky, Caputo, Furtsman, (1970), são as transformações das tensões interiores em padrões de luz visível. Quanto maior o número de franjas observadas, maior é a concentração de tensão naquela área.

Nesta técnica, a osseointegração é simulada pela polimerização direta do material fotoelástico sobre a superfície implantar, dando assim maior veracidade ao experimento (Clelland *et al.*, 1993). A confiabilidade dos resultados obtidos pela análise de tensões em modelos fotoelásticos já foi comprovada em estudos de correspondências histológicas (Brodsky *et al.*, 1975) e comparativo com outros métodos (Clelland *et al.*, 1993).

Levando-se em conta a importância de se saber e observar a presença e a localização de sobrecargas aos dentes e tecidos periodontais e nos próprios dispositivos e dos possíveis transtornos que ela acarreta, da dificuldade de análise e comparação de estudos em pacientes juntamente com a confiabilidade dos resultados de equipamentos, é que se valorizam as pesquisas laboratoriais chamadas *in vitro* no teste de novas tecnologias e na análise das condições e consequências que poderão afetar os pacientes. Isso ocorre devido ao fato de possibilitarem a análise e a observação das sobrecargas, diminuindo assim um possível prognóstico sombrio e frustrante pelos profissionais.

Portanto é importante a avaliação da tensão gerada no sistema osso/dispositivo de ancoragem e sobre o dente e região adjacente, assim como a área de concentração desta tensão e vetores de distribuição e concentração das tensões, uma vez que a área com grande concentração de tensão indica um ponto de fragilidade deste sistema, enquanto o contrário, com tensões bem distribuídas e dissipadas indicam uma melhor qualidade do sistema.

2. Revisão de literatura

A descoberta do fenômeno da osseointegração e o conceito postulado por Brånemark, em 1985, como sendo “uma conexão direta e funcional entre tecido ósseo normal viável e implante em função”, ou seja, uma união direta entre tecido ósseo e superfície do implante, sem interposição de tecido mole revolucionou a reabilitação oral e criou a área clínica chamada de implantodontia. Após o advento da osseointegração, a possibilidade de atingir ancoragem absoluta tem revolucionado também a Ortodontia (Cope, 2005). Implantes osseointegrados, instalados para substituir dentes perdidos, começaram a ser utilizados como mecanismo de ancoragem no tratamento ortodôntico na década de 80 (Creekmore & Eklund, 1983; Gray *et al*, 1983; Odman *et al.*, 1994; Roberts. *et al.*, 1984).

Contudo, na Ortodontia esses implantes apresentam uso limitado, já que só podem ser instalados em áreas edêntulas (Hermann & Cope, 2005). Dessa forma, foram desenvolvidos dispositivos que pudessem ser utilizados especificamente para ancoragem ortodôntica, que são chamados de mini-implantes, pois apresentam diâmetro muito reduzido se comparados aos implantes dentais.

Os mini-implantes têm sido utilizados como ancoragem temporária em Ortodontia para diversas finalidades (Costa *et al.*, 1998). Eles ganharam popularidade sobre os implantes, onplants, e miniplacas por causa da sua versatilidade, capacidade de invasão cirúrgica mínima, facilidade de inserção e remoção, uso logo após cicatrização inicial, e baixo custo.

Complementando essa nova temática dentro da odontologia, foi criado, também, o sistema de placas chamado *skeletal anchorage system (SAS)*, que é constituído por placas de ancoragem de titânio e parafusos monocorticais que são colocadas na mandíbula, na maxila, ou em ambos como ancoragem ortodôntica, sem interferir na movimentação dentária. Uma das suas principais indicações, devido às dificuldades de biomecânica encontradas pela ortodontia tradicional, é a distalização de molares, em especial em adultos e na mandíbula (Sugawara *et al.*, 2004).

Em 2002, JANSSENS *et al.* estudaram a utilização do implante para utilização em ortodontia. Foi utilizado um implante palatal para extrair os primeiros molares

impactados horizontalmente em uma menina de 12 anos de idade com aplasia dentária e fissura palatina secundária. Após um período de cicatrização de 5 meses, o implante foi submetido a uma carga de 160g por um período de 17 semanas, conseguindo, com sucesso, realizar a extrusão dos primeiros molares.

O critério utilizado para considerar bem-sucedido o mini-implante é o tempo que ele permanece exercendo sua função de ancoragem ortodôntica, tempo que pode variar de alguns meses até mesmo um ano ou mais (Miyawaki *et al.*, 2003).

O estabelecimento de um protocolo rígido de diagnóstico, planejamento e seleção adequada dos microparafusos, associado a uma técnica operatória adequada e mecânica de movimentação dentária ajustada a esta técnica, norteiam o sucesso do tratamento ortodôntico utilizando a ancoragem esquelética com microparafusos autoperfurantes (Villela *et al.*, 2006).

Os resultados clínicos satisfatórios têm gerado a necessidade de realizar estudos longitudinais prospectivos e controlados para consolidar a confiabilidade deste recurso de ancoragem inovador (Villela *et al.*, 2006).

Ortellado apresentou um estudo em que relatou um índice de sucesso de mini-implantes autoperfurantes de 94,4%. Um total de 124 mini-implantes posicionados em superfície vestibular e palatina do osso alveolar e verticalmente no rebordo alveolar, tanto em osso maxilar quanto mandibular. Os mini-implantes avaliados apresentavam diâmetros de 1,3 mm, 1,6 mm e 2,0 mm, e comprimentos de 5 mm, 7 mm, 9mm e 11 mm. Diante dos dados obtidos, o autor concluiu que os mini-implantes com diâmetro de 1,6 mm e comprimento de 11 mm apresentaram maior índice de estabilidade, 94,2%. Os mini-implantes permanecem mais estáveis no osso maxilar (95,5%) quando comparado com o mandibular (91,7%), apresentando um sucesso ainda mais significativo quando posicionados em região de rebordo alveolar (100%) (Shimizu *et al.*, 2010).

Moon *et al.*, em 2008, realizaram um trabalho com o propósito de estudar a taxa de sucesso no uso do mini-implante como ancoragem ortodôntica e fatores relacionados a esse sucesso. Foram avaliados 480 mini-implantes ortodônticos com 1,6 mm de diâmetro e 8 mm de comprimento. Considerando como sucesso implantes que permaneceram pelo menos 8 meses em função, o índice de sucesso

foi de 83,8%; sendo que 90% das falhas ocorreram nos primeiros 4 meses após a instalação (Shimizu *et al.*, 2010).

Tais estudos mostraram elevadas taxas de sucesso no uso de mini-implantes como dispositivos de ancoragem esquelética. Mas também evidenciaram que esse resultado depende de fatores como a habilidade do clínico em seu manejo; condições de saúde do paciente; seleção do local de instalação; e higiene oral (Kyung *et al.*, 2003, Melsen, 2005), fatores que bem administrados poderão melhorar ainda mais esses índices (Shimizu *et al.*, 2010).

3. Proposição

O objetivo dos autores neste trabalho foi analisar comparativamente, por meio de análise fotoelástica qualitativa, a distribuição de tensões geradas pelo carregamento de diferentes tipos de dispositivos para ancoragem ortodôntica disponíveis no mercado variando-se o tipo de dispositivo entre mini-implantes e miniplacas e o comprimento e diâmetro dos mini-implantes.

4. Materiais e Métodos

Para a realização dessa pesquisa foram confeccionados oito corpos de prova unitários em resina fotoelástica sendo dois corpos de cada tipo de implante e foi aplicada uma força axial e outra não axial de 370g em cada um.

Inicialmente iriam ser confeccionadas réplicas de mandíbulas humanas dentadas em resina fotoelástica sendo o mini-implante ou miniplaca inseridos no interior do bloco no momento da confecção do mesmo. Porém percebeu-se que seria mais adequado fazer um bloco de resina com dentes de estoque tendo a raiz no formato anatômico. Dessa forma pode-se observar a distribuição de tensões geradas tanto no dispositivo de ancoragem como em toda a região envolvida.

Foram utilizados 2 implantes para ancoragem ortodôntica, autoperfurante de cinta média (ref. 109.498, lot 800032742) tamanho 1,3x11mm; 2 implantes para ancoragem ortodôntica, autoperfurante de cinta média (ref 109.498, lot 800040505 e lot 800052694) tamanho 1,6x11 mm; 2 implantes para ancoragem ortodôntica, autoperfurante de cinta média (ref 109.496, lot 800032438) tamanho 1,6x7mm e duas miniplacas de ancoragem ortodôntica. Todos os implantes são da marca comercial Neodent.

Também utilizou-se 8 braquetes ortodônticos Roth light-gan (ref 10.10.422) da marca comercial Morelli, 8 molas fechadas de níquel titânio (flexi niti – close spring 9mm, ref. ONSC0009, lote 10008209) da marca comercial Orthometric e 45 dentes de estoque com raiz no formato anatômico.

Para padronizar a tensão da mola, foi utilizado um dinamômetro/tensiômetro da marca Tecnident e para colagem dos braquetes foi usado um marcador de bandas ortodônticas - tipo estrela e pinça ortodôntica.

A resina fotoelástica utilizada é a Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda. – Hunstman) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2964 à base de amina cicloalifática modificada e de baixa viscosidade.

Foram aplicadas forças axiais e não axiais de 370g em cada dispositivo e avaliadas as tensões geradas nos modelos. Utilizou-se um aparelho de polariscópio plano (Eikonal Instrumentos Ópticos Comércio e Serviço Ltda., São Paulo – SP, Brasil) e uma máquina filmadora Sony Modelo Handycam DCR-SR300 6.1 MP (Sony Corporation, Japão), onde foram realizadas fotos iniciais e finais durante o período de incidência da carga.

Foi confeccionado um modelo inicial com os dentes de estoque (de canino a segundo molar, 43-47) incluídos em cera. Este modelo foi posicionado em uma moldeira (Figura 1A). Em seguida a moldeira foi recoberta lentamente pelo Silibor® (Figura 1B). Foi aguardado então um período de 24 horas para a completa presa do material de moldagem de acordo com a recomendação do fabricante para a posterior separação do molde/modelo inicial. O modelo em cera foi então removido cuidadosamente do interior do material de moldagem para tentar minimizar que o molde sofresse alterações de forma como perfurações ou rasgamento (Figura 1C). A confecção dos corpos de prova em resina fotoelástica foi realizada com resina Araldite (Araltec Produtos Químicos Ltda., Guarulhos – São Paulo, Brasil) que possui dois componentes líquidos, a GY-279 modificada, com diluído reativo, de baixa até média viscosidade, formulada à base de bisfenol A, e um endurecedor HY 2963 à base de amina cicloalifática, modificado, de baixa viscosidade, o que permite maior aplicação e manuseio. A cura deste material ocorre à temperatura ambiente por meio de um sistema endurecedor, o que possibilita a confecção de modelos de plástico fotoelástico, transparente, de alto brilho e sem exsudação. Os componentes devem ser armazenados a 18-25°C e tempo de armazenamento de um ano (GY279 BR) e dois anos (HY 2963). A proporção da mistura recomendada é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY2963, sendo utilizado neste experimento um total de 21 ml para cada modelo. Ambas as porções foram vertidas em recipiente tipo Becker e misturadas com bastão de vidro até a completa homogeneização dos produtos. A homogeneização da mistura foi realizada de forma vagarosa com o objetivo de se evitar a incorporação de bolhas no material, o que poderia dificultar o processo de análise dos modelos fotoelásticos. Com o auxílio de uma seringa, a mistura foi injetada lentamente no molde em aberturas superiores até completar todo o conteúdo interno do mesmo. O molde foi preso por meio de fitas e elásticos visando o não extravasamento da resina (Figura 2A). Foi aguardado um período adicional de

72 horas para a remoção dos modelos fotoelásticos dos moldes de Silibor®, seguindo recomendações do fabricante.

Depois de pronto o corpo de prova foi feita a colagem do braquete ortodôntico no canino, com ajuda do marcador de bandas ortodônticas - tipo estrela e pinça ortodôntica (Figura 4). O local de inserção dos mini-implantes foi pradroneado (entre as raízes do 2º pré-molar e 1º molar). Com o kit cirúrgico da Neodent foram feitas as perfurações para inserir os mini-implantes. Para os implantes de diâmetro 1,3mm utilizou-se a broca 1,1mm para fazer a perfuração de 11mm. Para os implantes de diâmetro 1,6mm utilizou-se a broca 1,3mm para fazer perfurações de 7mm e 11mm. Como os parafusos da miniplaca são de diâmetro 2.0 utilizou-se a broca 1,6 para fazer a perfuração de 6mm.

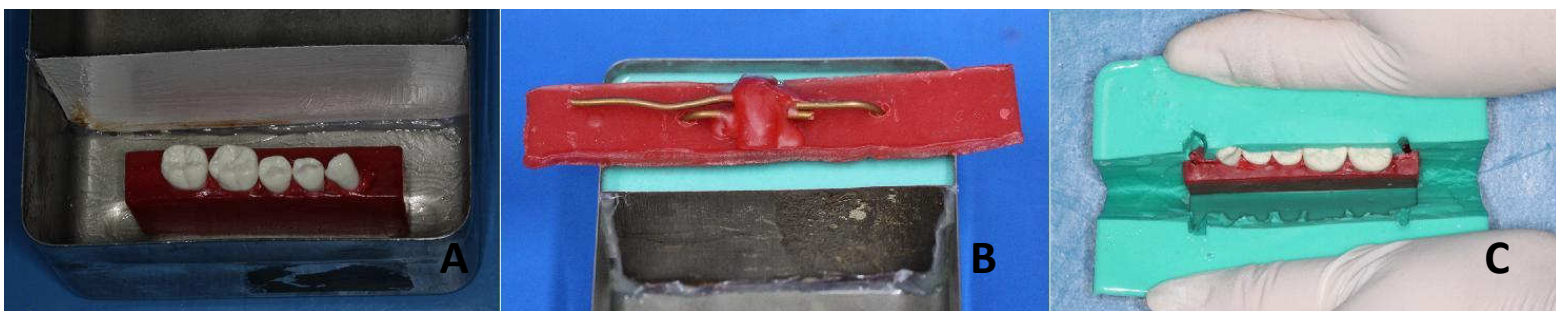


Figura 1- A) Modelo inicial com dentes incluídos em cera, posicionado na moldeira.

B) Silibor® preenchendo toda moldeira.

C) Desinclusão do modelo de cera.

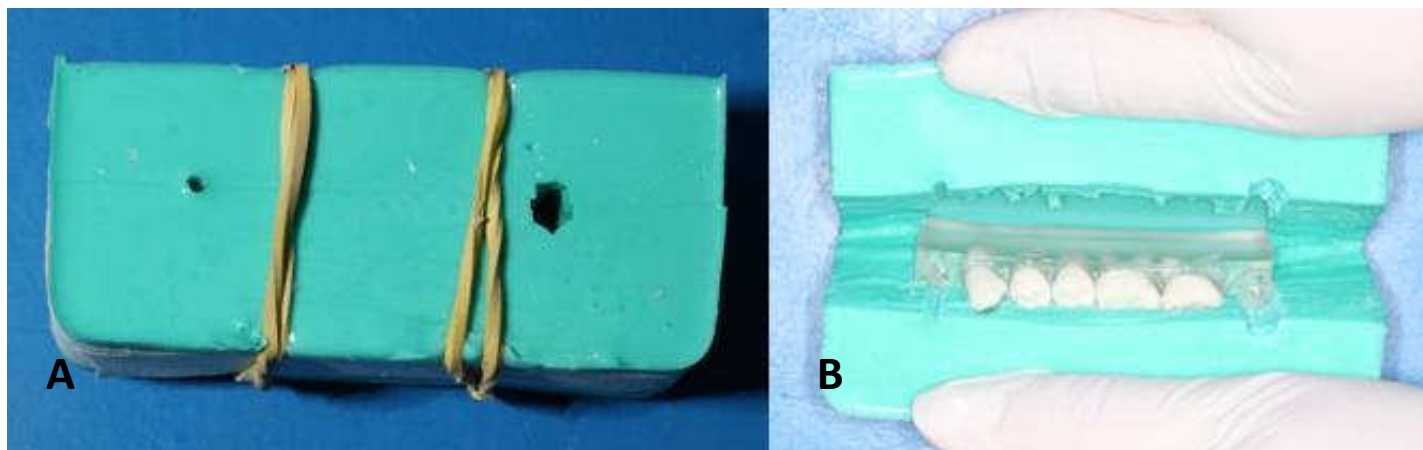


Figura 2- A) Molde completado com resina fotoelástica, preso com fita e elásticos para o não extravazamento da mesma.

B) Desinclusão do corpo de prova fotoelástico do molde de Silibor®.

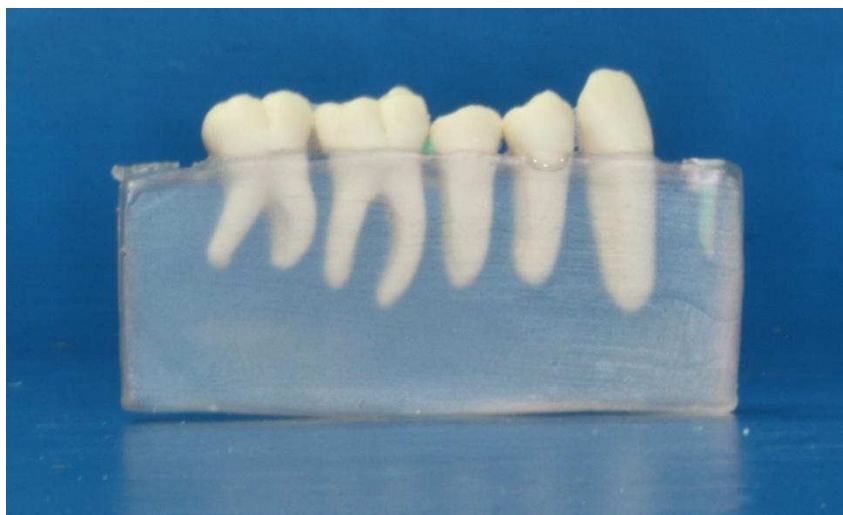


Figura 3- Corpo de prova em resina fotoelástica.



Figura 4 – A) Marcação da posição do braquete com marcador para bandas ortodônticas tipo estrela.

B) Modelo em resina fotoelástica com marcações finalizadas para colagem do braquete.

C) Modelo finalizado com colagem do braquete.

5. Resultados

Foi feita a análise de um corpo de prova piloto para se avaliar as tensões geradas quando aplicadas forças axiais e não axiais. Inicialmente foi aplicada carga de 300 gramas, como previsto no início do projeto, porém percebeu-se que não ocorreram marcações significativas na resina fotoelástica. Como se trata apenas de um estudo laboratorial, pois sabe-se que esse valor não se aplica clinicamente, a carga incidente foi aumentada para 370 gramas, assim pode-se observar melhor os resultados. No polaroscópio foram feitos os testes aplicando forças axiais e não axiais de 370 gramas e foram obtidas as imagens a seguir:

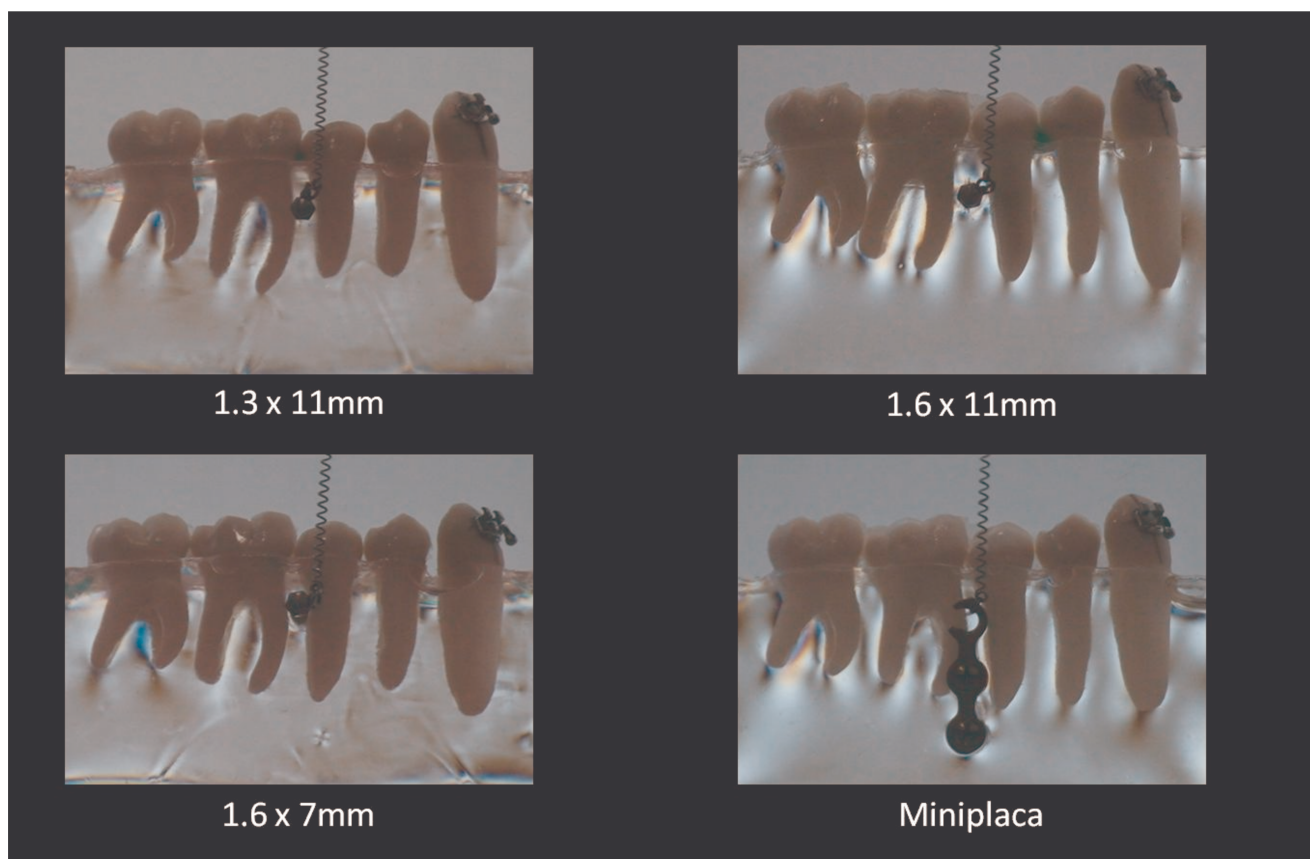


Figura 5- Aplicação de força axial nos implantes e miniplaca de ancoragem ortodôntica, simulando carga para intrusão ou extrusão de um dente.

Na Figura 5, onde foi aplicada a força axial de 370 gramas, todos os implantes e a miniplaca evidenciaram que houve formação e distribuição de tensões

adjacentes aos dispositivos, sem que houvesse incidência de tensão concentrada nos dentes. Pode-se notar também que no implante 1,6x7mm houve maior concentração das tensões.

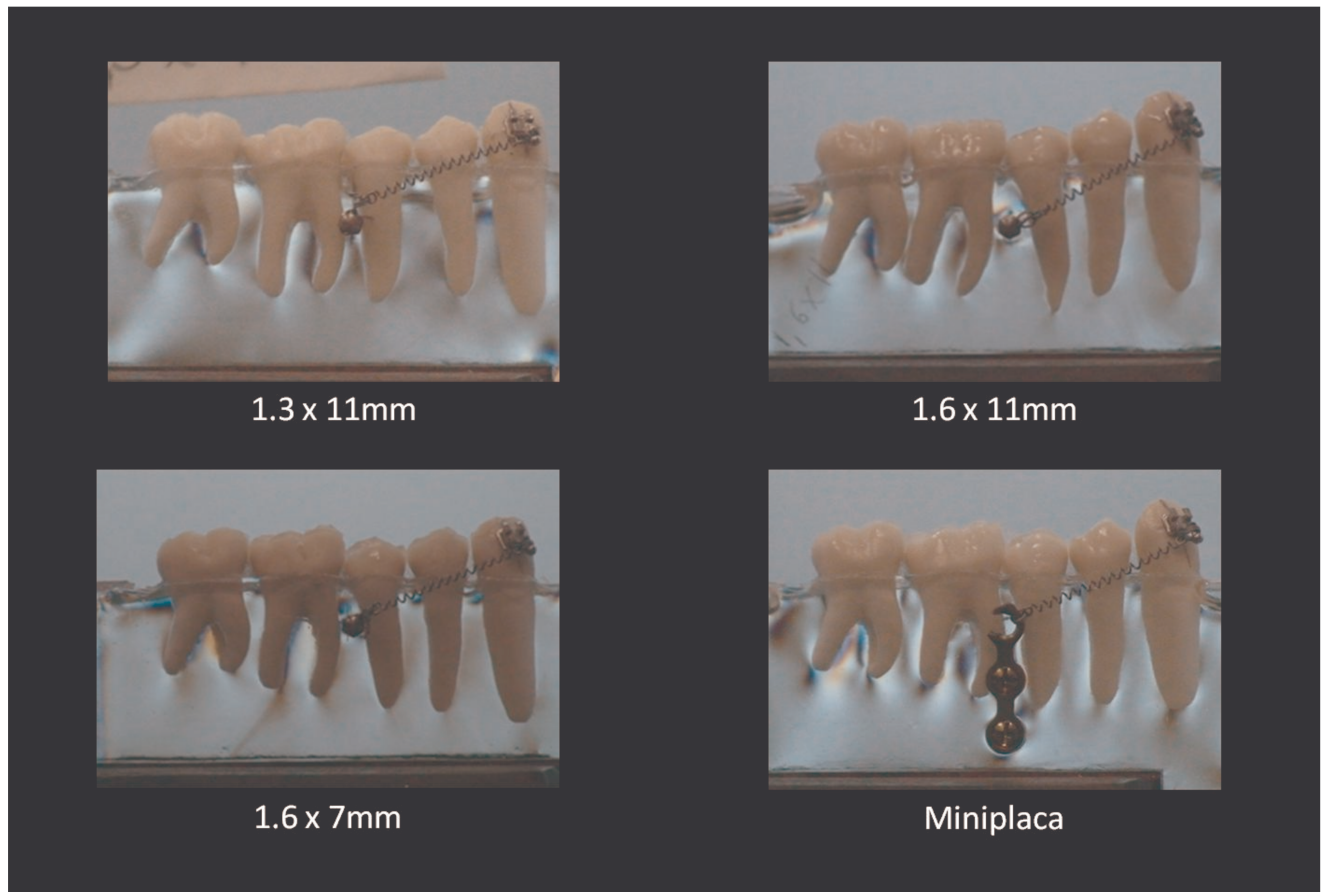


Figura 6- Aplicação de forças não axiais de 370 gramas nos diferentes dispositivos de ancoragem ortodôntica, simulando distalização do canino.

Na Figura 6, onde foi aplicada a força axial de 370 gramas, todos os implantes e a miniplaca evidenciaram que houve formação e distribuição de tensões adjacentes aos dispositivos e na região cervical do canino e pré-molares. Pode-se notar também que no implante 1,6x7mm houve maior incidência e concentração das tensões tanto adjacente ao dispositivo quanto na região cervical dos dentes. E que tanto o implante 1,6x11mm quanto a miniplaca foram os dispositivos que apresentaram melhor distribuição das tensões sem evidências de concentração acentuada na cervical dos dentes.

6. Discussão

A metodologia aplicada está de acordo com outros estudos que utilizaram o método de análise fotoelástica (Monteiro *et al.*, 2011; Maia *et al.*, 2011). Foram confeccionados 8 corpos de prova unitários em resina fotoelástica com dentes de estoque com raiz no formato anatômico. Em 4 corpos de prova foram aplicadas forças axiais de 370 gramas e nos outros 4 foram aplicadas forças não axiais de 370 gramas. Também foi confeccionado um corpo de prova piloto em resina fotoelástica para avaliarmos se a carga incidente era adequada para serem realizadas as análises das franjas fotoelásticas formadas nos modelos. Com o dinamômetro/tensiômetro foi feita a padronização da carga aplicada na mola que simularia a distalização do canino ou a extrusão de um dente.

Fritz e colaboradores, em 2003, investigaram a estabilidade e a osseointegração de mini-implantes após a cicatrização e submetidos à contínua carga ortodôntica. Utilizaram para esse estudo 16 implantes de titânio instalados em áreas edêntulas da maxila e da mandíbula de 4 cães *foxhounds*. Os implantes foram submetidos à carga após 6 meses de cicatrização e divididos em 2 grupos: o grupo 1 recebeu forças extrusivas de 50N e o grupo 2 forças de translação de 200N. As análises demonstraram atividade óssea mais pronunciada nos acessórios de carga extrusiva do que nos implantes de carga horizontal. Essa atividade óssea descrita indica que a matriz do osso peri-implante percebe as cargas ortodônticas como um estímulo e adapta suas estruturas funcionais para esse estresse como no processo de remodelação. Corroborando com este estudo, pela análise das imagens obtidas no presente trabalho, pode-se observar qualitativamente que houveram diferenças na incidência de tensões das franjas fotoelásticas formadas nos modelos quando comparamos as duas direções de incidência de carga.

Na Figura 5, onde foi aplicada a força axial de 370 gramas, simulando a carga que os implantes receberiam numa mecânica de intrusão ou extrusão ortodôntica, todos os implantes e a miniplaca evidenciaram que há formação e distribuição de tensões adjacentes aos dispositivos, sem que haja incidência de tensão concentrada nos dentes. Pode-se notar também que no implante 1,6x7mm houve maior concentração das tensões, provavelmente devido ao seu menor comprimento e

consequente menor área de contato entre o dispositivo e a resina, simulando contato osso/implante, e, portanto menor área para distribuição/dissipação das tensões.

Na Figura 6, onde foi aplicada a força axial de 370 gramas simulando a mecânica de distalização do canino, notamos que em todos os implantes e na miniplaca houve formação e distribuição de tensões adjacentes aos dispositivos e na região cervical do canino e pré-molares. Pode-se notar também que no implante 1,6x7mm houve maior incidência e concentração das tensões tanto adjacente ao dispositivo quanto na região cervical dos dentes. Isto provavelmente ocorreu devido ao seu menor comprimento e consequente menor área de contato entre o dispositivo e a resina, simulando contato osso/implante, e, portanto, menor área para distribuição/dissipação das tensões.

Para evitar que o deslocamento dos mini-implantes atinja estruturas vitais como raízes, nervos e vasos, recomenda-se a não instalação em área de suporte dentário ou, se instalados nessa área, que se obedeça a uma distância segura de 2mm entre a raiz dentária e o mini-implante (Mello, 2006).

Ortellado, apresentou um estudo em que relatou um índice de sucesso de mini-implantes autoperfurantes de 94,4%. Diante dos dados obtidos, o autor concluiu que os mini-implantes com diâmetro de 1,6mm e comprimento de 11mm apresentaram maior índice de estabilidade, 94,2%. Levando-se em consideração a distribuição das franjas, podemos dizer que quando aplicada forças axiais podemos observar melhor distribuição da tensão ao redor dos implantes de 1,6x11mm.

Confrontando os estudos revisados nesse trabalho de conclusão de curso com o estudo laboratorial realizado, percebe-se que tanto o mini-implante 1,6x11mm quanto a miniplaca foram os dispositivos que apresentaram melhor distribuição das tensões sem evidências de concentração acentuada na cervical dos dentes, quando aplicada uma força de carga incidente não axial e que o implante de 1,6x11mm apresenta maior índice de estabilidade. Com isso, pode-se observar que estes dispositivos seriam mais favoráveis a sua aplicação clínica, pois áreas de concentração das tensões sugerem pontos de fragilidade do sistema com maior probabilidade de ocorrer afrouxamento do dispositivo, perda de ancoragem e/ou reabsorção óssea. Visto que, conforme relatado por Nkenke e colaboradores, em 2003, a estabilidade inicial é essencial para o sucesso do mini-implante.

7. Conclusões

Sabendo que uma distribuição homogênea das tensões e a mínima formação de carga seria o ideal minimizando assim os problemas como a reabsorção óssea em níveis clínicos considerados superiores aos aceitáveis, o afrouxamento dos dispositivos e perda de ancoragem. Pode-se concluir que dentro das limitações deste trabalho *in vitro* em simular a situação clínica, todos os dispositivos utilizados demonstraram boa distribuição das tensões, sendo adequados para promoção de ancoragem esquelética e que as miniplacas e o implante de 1,6x11mm são os menos suscetíveis a perda de ancoragem.

Referências Bibliográficas

- 1) Bae SM, Park HS, Kyung HM, Kwon OW, Sung JH. Clinical application of micro implants anchorage. J clin Orthod, Boulder, v. 36, no. 5, p. 298-302, May 2002.
- 2) Bränemark P. Protesis tejido-integradas. La osseointegração em la Odontologia clinica. Alemanha, Quintessence Publishing Co, Verlags-Gmbh, 1987.
- 3) Bränemark PI, Zarb GA, Albrektsson. T, eds. Tissue Integrated Prosthesis, Chicago, Quintessence Publishing Co, 1985.
- 4) Brodsky JE, Caputo AA, Furstman LL. Root typing: a photoelastic-histopathologic correlation. Am. J. Orthod., St Louis. V.67, n.1, Jan. 1975
- 5) Campos JR. A fotoelasticidade na pesquisa odontológica. Estomatol. Cult. São Paulo. V.16. n.1. Janeiro/Maio. 1986.
- 6) Clelland NL. *et al.* A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implants system. Int. J. Oral Maxillofac. Implant, v.8, n. 5, 1993.
- 7) Celenza F. Implant-enhanced tooth movement: indirect absolute anchorage. int J Periodontics Restor Dent, Chicago, v. 23, no. 6, p. 533-540, Dec. 2003.
- 8) Cope JB. Temporary anchorage devices in orthodontics: a paradigm shift. semin Orthod, Philadelphia, v. 11, no. 1, p. 3-9, Mar. 2005.
- 9) Creekmore TD, Eklund MK. The possibility of skeletal anchorage. J clin Orthod, Boulder, v. 17, no. 4, p. 266-269, Apr. 1983.
- 10) Gray JB. et al. Studies on the efficacy of implants as orthodontic anchorage. Am J Orthod, St. Louis, v. 83, no. 4, p. 311-317, Apr. 1983.
- 11) Melsen, B. Overview Mini-implants: Where are now? J Clin Orthod 2005; 39:539-47.
- 12) Hermann R, Cope JB. Intrusion implants of posterior teeth using mini-screw implants. Am J Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 123, no. 6, p. 690-694, June 2003.
- 13) Hermann R, Cope JB. Mini-screw implants: IMTEC Mini Ortho Implants. semin Orthod, Philadelphia, v. 11, no.1, p. 32-39, Mar. 2005.

- 14) Kanomi R. Mini-implant for orthodontic anchorage. J clin Orthod, Boulder, v. 31, no. 11, p. 763-767, Nov. 1997.
- 15) Kyung SH, Hong SG, Park YC. Distalization of maxillary molars with a midpalatal mini-screw. J clin Orthod, Boulder, v. 37, no. 1, p. 22-26, Jan. 2003.
- 16) Liou EJW, Pai BCJ, Yin JCY. Do mini-screw remain stationary under orthodontic forces? Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 126, no. 1, p. 42-47, July 2004.
- 17) Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. J. Dent. Res., Chicago, v34, n.6 Dec. 1955.
- 18) Moreira Melo AC. *et al.* Rev. Clín. Ortodon. Dental Press, Maringá, v. 5, n. 6 - dez. 2006/jan. 2007.
- 19) Odman J *et al.* Osseointegrated implants as orthodontic anchorage in the treatment of partially edentulous adult patients. Eur J Orthod, London, v. 16, no. 3, p. 187-201, June 1994.
- 20) Ohmae M *et al.* A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 119, no. 5, p. 489-497, May 2001.
- 21) Park Y *et al.* Intrusion implants of posterior teeth using mini-screw implants. Am J Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 123, no. 6, p. 690-694, June 2003.
- 22) Roberts WE *et al.* Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 86, no. 2, p. 95-111, Aug. 1984.
- 23) Roberts WE, Arbuckle GR, Analoui M. Rate of mesial translation of mandibular molars using implant anchored mechanics. Angle Orthod, Appleton, v. 66, no. 5, p. 331-338, 1996.
- 24) Smalley WM *et al.* Osseointegrated titanium implants for maxillofacial protraction in monkeys. Am J Orthod Dentofacial Orthop, St. Louis, v. 94, no. 4, p. 285-295, Oct. 1988.

- 25) Sugawara J *et al.* Treatment and post treatment dent alveolar changes following intrusion of mandibular molars with application of a skeletal anchorage system (SAS) for open bite correction. *int J Adult Orthodon Orthognath surg*, Chicago, v. 17, no. 4, p. 243-253, 2002.
- 26) Taylor TD, Agar JR. Twuenty years of progress implant prosthodontics. *J Prosth. Dent*, St Louis, v.88, n.1 July 2002.
- 27) Shimizu RH, Andrighetto AR, Melo ACM, Silva MAD, Silva SU, Shimizu IA, *et al.* Ancoragem Esquelética em Ortodontia, p. 189-202, 2010.
- 28) Costa A, Raffaini M, Melsen B. Miniscrews as orthodontic anchorage: a preliminary report. *Int J Adult Orthod Orthognath Surg* 1998;13:201-9.
- 29) Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
- 30) Reynders R, Ronchi L, Bipat S. Mini-implants in orthodontics: a systemic review of the literature. *AmJ Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:564.e1-19.
- 31) Sugawara J, Daimaruya T, Umemori M, Nagasaka H, Takahashi I, Kawamura H, *et al.* Distal movement of mandibular molars in adult patients with skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004. 125; 2:130-8.
- 32) Villela H, Bezerra F, Menezes P, Villela F, Laboissière MJ. Microparafusos ortodônticos de titânio autoperfurantes: mudando os paradigmas da ancoragem esquelética na Ortodontia. *Implant news* v.3, n.4, p. 29-35, 2006.
- 33) Janssens F, Swennen G, Dujardin T, Glineur R, Malavez C. Use of an onplant as orthodontic anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2002; 122:566-70.
- 34) Miyawaki S, Koyama I, Inoue M, Mishima K, Sugawara T, Takano-Yamamoto T. Factors associated with the stability of titanium screws placed in the posterior region for orthodontic Anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Othop* 2003; 124: 373-8.

- 35) Cesare P. A prospective clinical investigation of the failure rate of immediately loaded mini-implants used for orthodontic anchorage. *Prog Orthod* 2006; 1: 192- 201.
- 36) Park Y-C, Lee H-A, Choi N-C, Kim D-H. Open bite correction by intrusion of posterior teeth using miniscrews. *Angle Orthod* 2008; 78:699-710.
- 37) Chen S, Tseng I, Lee J, Kok S. A prospective study of the risk factors associated with failure of mini-implants used for orthodontic anchorage. *Int J Oral Maxillofacial Impl* 2004; 19: 100-6.
- 38) Chen Y-J, Chang H-H, Huang C-Y, Hung H-C, Lai EH-H, Yao C-CJ. A retrospective analysis of the failure rate of three different orthodontic skeletal anchorage systems. *Clin Oral Impl Res* 2007; 18:768-75.
- 39) Ortellado G. Avaliação da prevalência da eficácia da utilização de mini-implantes ortodônticos autoperfurantes em movimentações dentárias. 2007, Dissertação (Mestrado em Odontologia) – Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic, 2007.
- 40) Moon C-H, Lee D-G, Lee H-S, Im J-S, Baek S-H. Factors associated with the success rate of orthodontic miniscrews placed in the upper and lower posterior buccal region. *Angle Orthod* 2008; 78:101-6
- 41) Kyung H, Park H, Bae S, Sung J, Kim I. Development of orthodontic microimplants for intraoral anchorage. *J Clin Orthod* 2003; XXXVII: 321-8.
- 42) Mello EB. A utilização dos mini-implantes na ortodontia, 2006.
- 43) Maia LGM, Gomes VL, Pinto AS, Monini AC, Gandini-Jr LG. Avaliação qualitativa em modelo experimental fotoelástico do sistema de força gerado pela mola “T” centralizada com pré-ativações preconizadas por Burstone. *Dental Press J Orthod*, Jan-Feb;16(1):116-25, 2011.
- 44) Júnior SML, De Moraes M, Asprino L. Photoelastic Analysis of Stress Distribution of Surgically Assisted Rapid Maxillary Expansion With and Without Separation of the Pterygomaxillary Suture. *J Oral Maxillofac Surg* 69:1771-1775, 2011.