



Universidade Norte do Paraná

CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

KATIA BOSSO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES GERADAS POR
DIFERENTES TIPOS DE PINOS INTRARRADICULARES**

Londrina
2008

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

KATIA BOSSO

**ANÁLISE FOTOELÁSTICA DAS TENSÕES GERADAS POR
DIFERENTES TIPOS DE PINOS INTRARRADICULARES**

Dissertação apresentada à Universidade Norte do Paraná - UNOPAR, como parte integrante dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Murilo Baena Lopes

Londrina
2008

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Dados Internacionais de catalogação-na-publicação
Universidade Norte do Paraná
Biblioteca Central
Setor de Tratamento da Informação

B575a Bosso, Katia.
Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes tipos de pinos intrarradiculares / Katia Bosso. Londrina : [s.n], 2008.
xv; 122p.

Dissertação (Mestrado). Odontologia. Dentística Preventiva. Universidade Norte do Paraná.
Orientadora: Prof^o. Dr. Murilo Baena Lopes

1- Odontologia - dissertação de mestrado – UNOPAR 2- Fotoelasticidade 3- Pinos intrarradiculares 4- Fibra de vidro 5- Pinos rosqueáveis I- Lopes, Murilo Baena, orient. II- Universidade Norte do Paraná.

CDU 616.314-089.27/.28



UNIVERSIDADE NORTE DO PARANÁ

Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Coordenadoria de Pós-Graduação

PROVA DE JULGAMENTO DE DISSERTAÇÃO PARA MESTRADO

Programa: Pós-Graduação.

Curso: MESTRADO.

Candidato (a): KATIA BOSSO.

DISSERTAÇÃO: "Análise fotoelástica das tensões geradas na dentina com diferentes tipos de pinos intrarradiculares".

COMISSÃO EXAMINADORA:

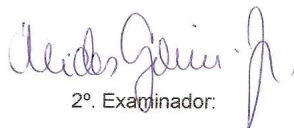
1º. EXAMINADOR (A): Mário Alexandre Coelho Sinhoretí, Professor Doutor;

2º. EXAMINADOR (A): Alcides Gonini Junior, Professor Doutor;

3º. EXAMINADOR (A): Murilo Baena Lopes (Presidente), Professor Doutor.

Londrina, 04 de Dezembro de 2008.


1º. Examinador:


2º. Examinador:


3º. Examinador:

Dedico esse trabalho aos meus pais, meus irmãos e minha sobrinha presentes em todos os momentos da minha vida, mostrando o quanto é importante ter e ser uma família. Pessoas que nunca mediram esforços para permitir que eu chegasse até aqui, apoiando sempre as minhas decisões... pelo amor, carinho e constante incentivo aos meus estudos e a minha profissão, meu Muito Obrigado! Com certeza sem vocês nada seria possível.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

O apoio e incentivo de algumas pessoas foram imprescindíveis para a realização deste trabalho. A essas pessoas deixo meu sincero agradecimento.

A Deus

Por ter me auxiliado e amparado em todos os momentos de minha vida, mostrando que podemos vencer mesmo na adversidade, iluminando com sua sabedoria e grandiosidade todo percurso de meus estudos.

A minha família

Meus pais Wilson e Laci, meus irmãos Karen, Junior e Graziela ao amor que sempre dedicaram a mim e a minha formação, pelo apoio incondicional, por incentivar e acreditar no meu esforço para que este, como todos os meus outros sonhos se tornem realidade. Sem vocês não teria alcançado esta vitória.

Aos professores do mestrado

Pela valiosa caminhada juntos e grande amizade, incentivo e dedicação em todos os momentos necessários. Com sabedoria, souberam transmitir da melhor forma possível seus conhecimentos, contribuindo para meu crescimento.

Ao meu orientador professor Dr. Murilo Baena Lopes

Pela confiança, paciência, amizade, competência, sabedoria e ensinamentos transmitidos fazendo-se presente nas horas certas para que esse trabalho fosse concluído.

Ao professor Dr. Alcides Gonini Júnior

Pelo seu conhecimento e capacidade criativa, pessoa formidável, sempre muito competente, atencioso e disposto a ajudar.

A professora Dra. Terezinha de Jesus Esteves Barata

Pelo exemplo de amizade, alegria, disposição e pelo incentivo em todos os momentos.

A professora Dra. Sandra Mara Maciel

Pelo exemplo de vida, de garra, sabedoria, generosidade e simplicidade.

A professora Dra. Linda Wang

Pelo exemplo de determinação na vida acadêmica, conhecimento, profissionalismo e dedicação.

Cada um com seu jeito e suas qualidades são exemplos de pessoas admiráveis que me ensinaram a ser a pessoa que quero ser. Grandes mestres que jamais esquecerei.

Aos colegas de mestrado

Pois juntos trilhamos uma etapa importante de nossas vidas.

A minha amiga Ana Lídia Cota

Pessoa com quem passei maior parte do tempo durante o curso, companheira de todos os momentos, sempre fazendo questão de ajudar, amiga e companheira com quem pude aprender muito. Agradeço pela amizade e por todos os momentos que passamos juntas os quais jamais irei esquecer.

Aos professores e alunos de graduação

Pela convivência e bons momentos durante e após o estágio na graduação.

A todos os meus amigos que sempre torceram por mim.

A TODOS VOCÊS MEU MUITO OBRIGADO!

AGRADECIMENTOS

À **Universidade Norte do Paraná**, UNOPAR, representada pelo Chanceler, **Sr. Marco Antônio Laffranchi** e pela Reitora, **Prof^a. Elisabeth Bueno Laffranchi**;

À **Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação**, representada pelo **Prof. Dr. Hélio Hiroshi Suguimoto**;

Ao **Centro de Ciências Biológicas e da Saúde**, representada pelo **Prof. Ruy Moreira da Costa Filho**;

À **Coordenadoria do Curso de Odontologia**, representada pelo **Prof. Dr. Luiz Reynaldo de Figueiredo Walter**;

À **Angelus, SSWhite e 3M ESPE** pela doação dos materiais utilizados nesse trabalho, confiança e incentivo a pesquisa;

Ao **Laboratório Romanini**, representado pelo Sr. José Carlos Romanini e equipe, pela presteza e profissionalismo na realização do trabalho;

A **todos os funcionários da secretaria, clínica e laboratório da odontologia da UNOPAR**;

**A todos aqueles que direta ou indiretamente
contribuíram para realização e finalização desse trabalho**

MEUS MAIS SINCEROS AGRADECIMENTOS.

"Tenha fortaleza de ânimo, para resistir
a todos os embates e tempestades do caminho.
Não se iluda: mesmo a estrada do bem esta cheia
de tropeços e dificuldades...
Continue, porém!
Não dê ouvidos às pedra colocadas pela inveja,
pelo ciúme, pela intriga...
Marche de cabeça erguida, confiantemente, e
vencerá todos os obstáculos da caminhada.
E, se for ferido, lembre-se de que as cicatrizes
serão luzes que marcarão sua vitória."

C. Torres Pastorino

BOSSO, K. **Análise fotoelástica das tensões geradas por diferentes tipos de pinos intrarradiculares**. 2008. 120f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) - Universidade Norte do Paraná, Londrina.

RESUMO

Os dentes quando submetidos a tratamento endodôntico normalmente tem pouco remanescente coronal e quando não há outra alternativa, é necessário o uso de pinos intrarradiculares. Entretanto esses pinos podem gerar tensões na dentina radicular durante os movimentos mastigatórios e dependendo da intensidade e localização promoverem fadiga podendo levar a uma posterior fratura do remanescente dental. O objetivo do trabalho foi demonstrar a localização e intensidade das tensões produzidas por diferentes tipos de pinos intrarradiculares através da análise fotoelástica. Vinte e cinco raízes simuladas em resina fotoelástica foram confeccionadas a partir de um canino humano e divididas em 5 grupos de acordo com material ou técnica utilizada: G1 – pino metálico fundido; G2 – pino rosqueável; G3 – pino de fibra de carbono; G4 – pino de fibra de vidro e G5 – pino de fibra de vidro reconstruído em resina. Os grupos G1 e G2 tiveram seus pinos cimentados com cimento fosfato de zinco e nos grupos 3, 4 e 5 os pinos foram cimentados com cimento resinoso. Após cimentação foram confeccionados núcleos em resina para os grupos 2, 3, 4 e 5. As amostras foram avaliadas com carregamento axial e oblíquo, o desenvolvimento das franjas foi fotografado, os dados registrados e realizada análise estatística de 6 localizações: terços cervical, médio e apical da face vestibular e terço cervical, médio e apical da face palatina. Houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos e localidades testadas. Todos os pinos apresentaram alta tensão no terço apical. Houve baixa tensão no terço cervical, com exceção do grupo de pino rosqueável. O pino de fibra de vidro foi o que apresentou melhores propriedades biomecânicas.

Palavras-chave: Fotoelasticidade, pinos intrarradiculares, pinos rosqueáveis, fibra de carbono, fibra de vidro.

BOSSO, K. **Photoelastic analysis of stress generated with different types of endodontic post.** 2008. 120f. Dissertação (Mestrado em Odontologia) Universidade Norte do Paraná, Londrina.

ABSTRACT

The teeth when subjected to endodontic treatment usually has little remaining coronal and when other alternative is not possible, it is necessary the use of endodontic post. Nevertheless, these posts can create stress in the root dentin during the mastication movements and depending the intensity and place promote fatigue that can lead to a further fracture of the remaining teeth. The aim of the work was to demonstrate the distribution and intensity of stress produced by different types of post with photoelastic analysis. Twenty-five simulated roots on photoelastic resin were made from a canine human teeth and divided into 5 groups according to material or technique used: G1 - cast post; G2 - screw post; G3 - carbon fiber post; G4 - glass fiber post and G5 - glass fiber post reconstruct in resin. The groups G1 and G2 had their post cemented with zinc phosphate cement, groups 3, 4 and 5 the posts were cemented with resin cement. After cementing were made core resin for groups 2, 3, 4 and 5. The samples were evaluated with axial and oblique loading, the development of fringe was photographed, the data recorded and performed statistical analysis of 6 locations: thirds cervical, medium and apical of the vestibular side and third cervical, medium and apical of the palatal side. There was statistically significant difference between the groups and place tested. All posts had high stress in apical third. Low stress where found in the cervical third, except the screw post. The glass fiber post presented the best biomechanical properties and distribution of stress.

Keywords: Photoelasticity, endodontic post, screw post, carbon fiber, glass fiber.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1	Radiografia do modelo (A)	47
	Modelo preparado (B)	47
Figura 2	Moldagem externa do remanescente dentário com silicone de adição denso (A)	47
	Recorte perpendicular do silicone de adição com lâmina de barbear (B)	47
Figura 3	Pino de policarbonato com retenções, desgastado e posicionado no remanescente dental dentro do silicone denso (A)	49
	Alívio em cera utilidade (B)	49
	Casquete pronto (C)	49
	Demarcações-guia no casquete e modelo em silicone denso (D)	49
	Alívio em cera utilidade sendo removido com cureta (E) ...	49
	Casquete com adesivo aplicado (F)	49
Figura 4	Silicone de adição fluída inserida dentro do canal radicular com broca lentulo (A)	49
	Moldagem do conduto radicular e porção coronal do dente com silicone de adição fluída (B)	49
Figura 5	Dessecador utilizado com bomba a vácuo (A)	50
	Resina fotoelástica no Becker sem bolhas com coloração uniforme e translúcida (B)	50
Figura 6	Modelo da raiz em resina fotoelástica	51
Figura 7	Peça reta móvel do lado esquerdo e modelo fotoelástico fixo na matriz do lado direito	52
Figura 8	Moldagem direta do pino em Duralay (A)	53
	Pino fundido em Ni-Cr (B)	53

Figura 9	Medida do comprimento coronário dos pinos realizado a partir de uma matriz em silicone transparente confeccionada da porção coronário do pino metálico fundido	54
Figura 10	Chave própria do kit do Screw Post para rosqueamento acoplada no pino rosqueável (A)	55
	Base do pino tocando na oclusal da resina fotoelástica (B)	55
Figura 11	Suporte utilizado nos procedimentos que envolveram aplicação de luz (A)	56
	Radiômetro verificando a potência da luz (B)	56
Figura 12	Confecção da matriz em EVA a partir de núcleo metálico fundido (A)	58
	Corte da matriz sob parte coronária do pino metálico fundido (B)	58
	Matriz de EVA pronta (C)	58
Figura 13	Corpo de prova do G1 (A)	59
	Corpo de prova do G2 (B)	59
	Corpo de prova do G3 (C)	59
	Corpo de prova do G4 (D)	59
	Corpo de prova do G5 (E)	59
Figura 14	Dispositivo em resina acrílica acoplado a uma base de aço inoxidável para utilização com carga axial (A)	61
	Dispositivo em resina acrílica acoplado a uma base de aço inoxidável para utilização com carga oblíqua à 45° (B)	61
Figura 15	Fotografia na posição axial do G1 após cimentação antes da aplicação das cargas (A)	62
	Fotografia na posição oblíqua do G2 após cimentação antes da aplicação das cargas (B)	62
	Fotografia na posição axial do G3 após cimentação antes da aplicação das cargas (C)	62
	Fotografia na posição oblíqua do G4 após cimentação antes da aplicação das cargas (D)	62

	Fotografia posição axial do G5 após cimentação antes da aplicação das cargas (E)	62
Figura 16	Fotografia do G1 com carregamento axial (A)	63
	Fotografia do G2 com carregamento oblíquo (B)	63
	Fotografia do G3 com carregamento axial (C)	63
	Fotografia do G2 com carregamento oblíquo (D)	63
	Fotografia do G4 com carregamento axial (E)	63
Figura 17	Divisão das regiões analisadas em 6 localizações: terço cervical palatino (1), terço médio palatino (2), terço apical palatino (3), terço cervical vestibular (4), terço médio vestibular (5), terço apical vestibular (6)	64
Figura 18	Exemplos de franjas de ordem 1.00 (A), 1.50 (B) e 2.5 (C)	64
Quadro 1	Pinos intrarradiculares utilizados neste estudo	45
Quadro 2	Grupos experimentais, nome comercial e fabricante	52
Representação Gráfica 1	Representação gráfica da carga axial (A)	59
	Representação gráfica da carga oblíqua por palatina de 45° com longo eixo do dente a 2mm da borda incisal (B) ...	59
Representação Gráfica 2	Representação gráfica de um polaroscópio de transmissão	60

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média e desvio-padrão das tensões geradas nos diferentes grupos com carregamento oblíquo	66
Tabela 2	Média e desvio-padrão das tensões geradas nos diferentes grupos com carregamento axial	66
Tabela 3	Média e desvio-padrão das tensões geradas nas diferentes localizações com carregamento oblíquo	67
Tabela 4	Média e desvio-padrão das tensões geradas nas diferentes localizações com carregamento axial	67
Tabela 5	Média (desvio-padrão) das tensões geradas nas diferentes localizações de cada grupo com carregamento oblíquo	69
Tabela 6	Média (desvio-padrão) das tensões geradas nas diferentes localizações de cada grupo com carregamento axial	69

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

FA	Filtro Analisador
FP	Filtro Polarizador
G1	Grupo de pino metálico fundido
G2	Grupo de pino rosqueável
G3	Grupo de pino de fibra de carbono
G4	Grupo de pino de fibra de vidro
G5	Grupo de pino de fibra de vidro modificado por resina
L1	Localização 1
L2	Localização 2
L3	Localização 3
L4	Localização 4
L5	Localização 5
L6	Localização 6
Maq	Máquina Fotográfica

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 REVISÃO DE LITERATURA	19
3 PROPOSIÇÃO	44
4 MATERIAL E MÉTODOS	45
4.1 MATERIAL UTILIZADO	45
4.2 MÉTODOS	46
4.2.1 Obtenção do Padrão	46
4.2.2 Moldagem do Padrão	47
4.2.3 Confeção dos Modelos Fotoelásticos	50
4.2.4 Preparo dos Corpos-de-prova	52
4.2.5 Teste de Tensão	58
4.2.6 Avaliação dos Padrões de Tensões Radiculares	62
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	65
5 RESULTADOS	66
6 DISCUSSÃO	70
7 CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS	78
ANEXOS	85

1 INTRODUÇÃO

Os dentes quando submetidos a tratamento endodôntico normalmente tem pouco remanescente coronário devido à destruição prévia por cárie, fratura, restaurações e técnica endodôntica. Quando não há outra alternativa, é necessário a utilização de pinos intrarradiculares para permitir desenvolvimento da forma de resistência e retenção do núcleo e da coroa (ASSIF; GORFIL, 1994; MORGANO; BRACKETT, 1999; BATEMAN; RICKETTS; SAUNDERS, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; DIETSCHI *et al.*, 2007).

Inúmeros tipos de pinos intrarradiculares têm sido descritos na literatura (FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003). Convencionalmente eles são categorizados em 2 grupos: os fundidos e os pré-fabricados (MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998).

Os pinos metálicos fundidos têm sido usados na odontologia desde 1950 (MORGANO; BRACKETT, 1999) e sempre se mostraram, quando bem indicados, eficientes e duradouros (BERGMAN *et al.*, 1989; BALKENHOL *et al.*, 2007), porém envolvem procedimento laboratorial, maior remoção de tecido dentário durante o preparo do conduto, consomem maior tempo de trabalho (ALBUQUERQUE *et al.*, 2003) e as falhas frequentemente mostram fraturas radiculares (SIDOLI; KING; SETCHELL, 1997; FRAGA *et al.*, 1998; MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998). Posteriormente os pinos pré-fabricados foram introduzidos (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004) sendo divididos de acordo com o tipo de retenção em ativos (rosqueáveis) e passivos (liso ou serrilhado), de acordo com sua configuração (cônico, cilíndrico e cilíndrico com terminação cônica) e ainda em função do tipo de material utilizado (aço inoxidável, titânio, fibra de fibra, fibra de carbono entre outros) (QUALTROUGH; MANNOCCI, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004). Eles têm como principal vantagem a possibilidade de executar de forma direta e em uma única sessão, tanto a porção coronária quanto a porção radicular do pino, com redução significativa do tempo clínico (ALBUQUERQUE *et al.*, 2003; GU; KERN, 2006). Os estudos demonstram que os pinos pré-fabricados rosqueáveis são mais retentivos que os lisos, porém geram excessiva tensão na raiz (ROLF; PARKER; PELLEU, 1992; MENTINK *et al.*, 1998; FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003).

Em 1990 os pinos de fibra de carbono apareceram como uma alternativa aos metálicos (MANNOCCI *et al.*, 2002; QUALTROUGH; MANNOCCI, 2003). Eles combinam fibras de carbono e uma matriz de resina epóxica proporcionando flexibilidade, alta resistência, resistência à corrosão, compatibilidade química com Bis-GMA e comportamento biomecânico mais favorável em relação às estruturas dentárias por apresentarem módulo de elasticidade similar com o da dentina e facilidade de remoção quando necessário (DEAN; JEANSONNE; SARKAR, 1998; FREDRIKSSON *et al.*, 1998; ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

O uso de restaurações de cerâmica pura com pinos metálicos ou pinos de fibra de carbono pode comprometer a aparência final. Por causa do aumento considerável da demanda estética alguns pinos foram introduzidos no mercado como os de fibra de vidro, quartzo e cerâmicos (QUALTROUGH; MANNOCCI, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004; TOKSAVUL *et al.*, 2006). Esses materiais têm propriedades ópticas similares à dentina e por isso permitem ótimos resultados estéticos com restauração cerâmica pura, além de prevenir o escurecimento da raiz e gengiva proveniente dos produtos de corrosão (FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003). Outra vantagem dos pinos de fibra de vidro é a maior resistência à fratura do pino quando comparado com outros tipos de pinos intrarradiculares (MACCARI; CONCEICAO; NUNES, 2003; BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006).

Existem vários fatores que influenciam na seleção de um pino intrarradicular: comprimento da raiz, anatomia do dente, largura da raiz, configuração do canal, quantidade de estrutura remanescente, desenvolvimento de tensões e pressão hidrostática, modelo do pino, compatibilidade do material do pino, capacidade de adesão, estética e material da coroa (FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003).

As tensões geradas pelos pinos são resultantes das forças mastigatórias impostas nas estruturas dentais (TOPARLI, 2003) sendo que a maior rigidez dos pinos os torna mais resistentes às forças, sem distorção, no entanto, o estresse é transferido ao substrato menos rígido (dentina) podendo causar falhas, por isso os pinos deveriam ter módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina (BATEMAN; RICKETTS; SAUNDERS, 2003; BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006).

A análise fotoelástica tem sido usada em muitos trabalhos para ilustrar a distribuição e intensidade das tensões produzidas pelos pinos na dentina radicular em diferentes situações e sistemas de pinos não só pela sua simplicidade, mas

também por sua eficácia já comprovada em vários estudos (CAPUTO; HOKAMA, 1984; COONEY; CAPUTO; TRABERT, 1986; ROLF; PARKER; PELLEU, 1992; STANDLEE; CAPUTO, 1992; YAMAN; THORSTEINSSON, 1992; COHEN; MUSIKANT; DEUTSCH, 1994; COHEN *et al.*, 1996; MENTINK *et al.*, 1998; COHEN *et al.*, 1999).

A análise fotoelástica diz respeito à qualidade visual observada, baseada na transparência elástica do material em mostrar franjas quando há tensão através da luz polarizada (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998). A concentração e distribuição dessa tensão gerada na resina fotoelástica são avaliadas pela seqüência de cores das franjas observadas (COHEN; MUSIKANT; DEUTSCH, 1994; MENTINK *et al.*, 1998).

Embora alguns autores tenham analisado o estresse que ocorre quando se utiliza pinos através da análise de elementos finitos e empregada a teoria da elasticidade (REINHARDT *et al.*, 1983; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; PEGORETTI *et al.*, 2002; TOPARLI, 2003; NAKAMURA *et al.*, 2006; TOKSAVUL *et al.*, 2006), as propriedades das estruturas biológicas são somente aproximadas, os materiais são considerados homogêneos, isotrópicos e com módulo de elasticidade linear (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002; TOKSAVUL *et al.*, 2006; SORRENTINO *et al.*, 2007), sendo assim, os autores indicam a complementação dos resultados com testes clínicos e laboratoriais. O método da fotoelasticidade parece ser particularmente aceitável para esse propósito.

Pelo que demonstra a literatura, a busca por um sistema de reabilitação de dentes tratados endodonticamente ideal é constante. Percebe-se que os pinos intrarradiculares têm comportamento biomecânico diferente, portanto o trabalho científico em questão tem por finalidade pesquisar, *in vitro*, através da resina fotoelástica se há diferença na tensão gerada na raiz durante o carregamento axial e oblíquo entre diversos tipos de pinos intrarradiculares.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Buscando verificar a distribuição da tensão em diferentes tipos de pinos metálicos (pino paralelo liso, pino cônico liso e pino paralelo rosqueável) com 3 diferentes comprimentos (4, 7 e 10mm), a resina fotoelástica foi utilizada e a tensão quantificada pelo número de franjas. Os canais foram primeiramente preparados com broca de diâmetro similar a lima nº 70, seu ápice preenchido com material elastômero para simular a guta-percha e depois preparados com brocas embebidas em óleo mineral nos diferentes comprimentos. Para cimentação foi utilizado cimento fosfato de zinco e broca lentulo. Os pinos ficaram 4mm para fora da resina fotoelástica onde foram cimentadas coroas de prata. Foi aplicada uma carga sobre os modelos que simulavam um incisivo central superior à 30º por palatino. O pino cônico mostrou menor tensão na instalação sem variação com aumento do comprimento, enquanto o pino paralelo mostrou alta tensão apical com diminuição dessa tensão conforme diminuía o tamanho do pino provavelmente pelo aumento da pressão hidrostática do cimento durante a cimentação e por necessitarem pressão digital maior e constante. Com carga oblíqua os pinos mostraram maior concentração de tensão por vestibular, sendo essa tensão ainda maior nos pinos cônicos, seguidos dos rosqueáveis e dos paralelos; no ápice houve maior formação de franjas com os pinos paralelos do que com os cônicos e rosqueáveis. Os pinos rosqueáveis de menor comprimento mostraram melhor distribuição da tensão e altos níveis de tensões nas roscas. Nos outros pinos testados houve aumento da concentração da tensão com diminuição do comprimento dos pinos. Nos pinos cônicos houve concentração de tensão na base e não ao longo do pino, exibindo dessa maneira efeito de cunha (STANDLEE *et al.*, 1972).

Restaurações com pino e núcleo são requeridas para aumentar a retenção da coroa e transferir as forças aplicadas coronalmente para raiz e osso alveolar. Para averiguar esses dados foi realizada análise por elemento finito num incisivo central superior restaurado com pino metálico fundido em ouro, cilíndrico cimentado com cimento fosfato de zinco e coroa metalo-cerâmica e quando o modelo com suporte normal de osso alveolar foi submetido à carga de 45º com longo eixo do dente por lingual a tensão se concentrou na ponta do pino e na metade da raiz, junto

ao osso alveolar por vestibular. Quando há perda óssea, a tensão nos pinos se move mais apicalmente (REINHARDT *et al.*, 1983).

Com o intuito de verificar a distribuição da tensão em pinos pré-fabricados paralelos com sulcos longitudinais (Beta Post System, CTH Inc.) foi simulado o preparo dos canais em folha de resina fotoelástica. Dois espécimes de cada tamanho foram confeccionados e os pinos foram cimentados com cimento fosfato de zinco. Após a cimentação dos pinos não foi observada produção significativa de tensão, provavelmente porque a retenção desse tipo de pino é dada pelo cimento, e os sulcos longitudinais facilitaram a saída do excesso de cimento produzindo mínima pressão hidrostática. Quando aplicou carga axial, houve alta concentração de tensão na região oclusal, de contato com a superfície simulada do dente, sendo maior com pino mais longo e largo. Com carga à 26° com longo eixo do pino a tensão oclusal foi maior e desenvolveu mais para o lado oposto ao da carga concentrando-se na região vestibular. A tensão transmitida ao longo eixo do pino com carga oblíqua foi maior que com carga perpendicular, porém mostrou-se uniforme com os dois tipos de forças, sendo mais uniforme com pino mais longo (CAPUTO; HOKAMA, 1984).

O sistema de pino rosqueável paralelo (Flexi-Post, Essencial Dental Systems) produz tensão limitada, mesmo com torque máximo, na inserção, a qual é favorável uma vez que a tensão que ocorre durante a inserção não é dissipada com o tempo e quanto maior for sua intensidade, maior o acúmulo de tensão quando o dente está em função, sendo que as fraturas nos dentes acontecem quando a tensão total excede a resistência à tensão da raiz e a resistência à compressão do osso ao redor. Essa tensão limitada na inserção do Flexi-Post ocorre porque o sistema induz a saída do cimento e diminuição da pressão hidrostática durante a cimentação e permite na região apical, onde há fragilidade radicular, compressão apical do pino (MUSIKANT; DEUTSCH, 1984).

O estudo de Cooney *et al.* (1986) comparou a distribuição da tensão entre pino paralelo (Para-Post, Whaledent International) e pinos paralelos com terminação cônica (Tapered-end Para-Post, Whaledent International e BCH post, Unitek Corp.) em três tamanhos diferentes para cada tipo de pino e dois comprimentos (5mm e 8mm), utilizando resina fotoelástica. Para cada grupo foram testados dois

espécimes. Os canais simulados foram preparados com brocas diretamente nos blocos do material fotoelástico e os pinos cimentados nesses canais com cimento fosfato de zinco. Uma carga paralela e outra à 26° com longo eixo do pino foram aplicadas diretamente na extensão de 4mm do pino e depois aplicadas nos núcleos confeccionados em resina. Após a instalação dos pinos houve baixa tensão apical em certas amostras, porém essa tensão não foi significativa. Nenhuma diferença significativa foi observada entre os dois espécimes avaliados em cada grupo. Com carga axial, observou-se distribuição uniforme da tensão ao longo do pino e com carga oblíqua houve alta concentração de tensão na vestibular. Os pinos paralelos mostraram distribuição mais uniforme da tensão, sendo os mais largos e com maior comprimento mostraram melhores distribuições com as cargas aplicadas. Os pinos com terminação cônica produziram tensão na região apical do pino, que produz efeito de cunha, podendo aumentar o potencial de fratura radicular, e esse efeito foi mais severo nos pinos com menor diâmetro e menor comprimento. A distribuição da tensão nos grupos com núcleo de resina onde cargas eram aplicadas diretamente nos pinos foi similar, porém com menor intensidade no grupo com núcleo de resina.

O estudo retrospectivo de Bergman *et al.* (1989) com 53 pacientes que receberam pinos metálicos fundidos em ouro nos dentes anteriores, pré-molares e molares em 1978 foi realizado 6 anos após a colocação dos pinos. Somente 1.56% ao ano dos dentes com pinos foram considerados fracassados, dessa forma os autores concluíram que os pinos metálicos fundidos podem certamente ser recomendados.

Fraturas verticais de dentes tratados endodonticamente mostram ser um sério problema que acontece frequentemente. Por essa razão o autor avaliou 460 dentes tratados endodonticamente após no máximo 3 anos e relacionou com fratura radicular. Observou que 3.69% dos dentes com fratura radicular tiveram correlação positiva com pinos intrarradiculares, concluindo que os dentes tratados endodonticamente que utilizaram pinos são mais susceptíveis à fratura (MORFIS, 1990).

Um pino rosqueável, paralelo, foi testado para determinar a distribuição das tensões através da análise fotoelástica. Houve alta tensão na instalação, exceto nos

pinos que tiveram rotação inversa. Com aplicação de carga axial houve tensões nas roscas, com elevada tensão coronal e apical. Com carga oblíqua observou maior tensão coronal (STANDLEE; CAPUTO, 1992).

Blocos em resina fotoelástica foram preparados com brocas indicadas pelos fabricantes para preparo dos canais para colocação de pinos metálicos. Os pinos metálicos foram cimentados com cimento fosfato de zinco em 4 grupos: pino metálico pré-fabricado sem núcleo, pino metálico pré-fabricado com núcleo em resina, pino metálico pré-fabricado com núcleo em amálgama e pino metálico fundido. Os espécimes foram submetidos a carregamento axial e oblíquo. As franjas foram analisadas em três localizações: terço cervical, médio e apical do pino. Em cada terço foi anotado o valor máximo das franjas encontradas. Não houve formação de tensão após instalação. Tanto com carga perpendicular como oblíqua houve alta tensão na ponta do pino. Núcleos com maior dureza diminuíram a tensão apical por inibirem a intrusão dos pinos quando submetidos a cargas, porém aumentaram a tensão cervical (YAMAN; THORSTEINSSON, 1992).

Utilizando blocos em resina fotoelástica os autores prepararam os condutos diretamente na resina e pinos pré-fabricados foram cimentados com cimento fosfato de zinco. Os pinos rosqueáveis produziram maior tensão que os pinos cimentados, a tensão era evidente nas roscas e essa tensão foi menor quando durante a cimentação foi dada meia volta contrária ao sentido de rosqueamento no pino no final da cimentação (ROLF; PARKER; PELLEU, 1992).

Os dentes tratados endodonticamente apresentam inúmeros problemas por causa da destruição coronal causada por cáries, fraturas, restaurações prévias ou técnicas endodônticas. O resultado é a perda de estrutura e redução da capacidade de resistir às incontroláveis forças orais, por isso os pinos deveriam ser usados para retenção do núcleo sem estrutura dentária remanescente apenas quando não há outra alternativa. A dentina forma uma base sólida que é requerida na restauração do dente e a resistência do dente depende da quantidade e resistência dessa dentina e da integridade da forma anatômica. Quanto mais estrutura dentária é removida, a resistência às forças oclusais são diminuídas e a possibilidade de fratura aumenta. A rigidez dos materiais da coroa absorve mais forças e as transferem para

material ou substrato menos rígido (dente). E as coroas metálicas concentram mais força na margem por causa da pressão da coroa no término do preparo dentário, pois ângulos agudos, como existentes nessa região, concentram as forças quando estressados (ASSIF; GORFIL, 1994).

A avaliação da distribuição da tensão através da técnica fotoelástica foi realizada após a prova e cimentação dos pinos rosqueáveis Flexi-Post (Essential Dental Systems) com haste dividida e Flexi-Post (Essential Dental Systems) com cimento fosfato de zinco em canais simulados em blocos de resina fotoelástica. Três espécimes de cada grupo foram analisadas. Mínima tensão foi observada nos pinos com divisão. Pinos sem divisão exibiram modelos assimétricos de tensão e que se concentrou mais apicalmente do que coronalmente. Observou-se concentração de tensão nas roscas e a presença da divisão reduziu a tensão durante a prova e cimentação do pino, atuando como saída do cimento, diminuindo a pressão hidrostática dentro do canal, minimizando a tensão durante a cimentação (COHEN; MUSIKANT; DEUTSCH, 1994).

O estudo piloto analisou qualitativamente a distribuição da tensão com pinos de aço inoxidável utilizando canais radiculares simulados em blocos de resina fotoelástica, onde os pinos foram cimentados com cimento fosfato de zinco. Nenhuma diferença foi notada nas 3 amostras testadas de cada grupo. Após a cimentação, quando nenhuma carga era aplicada havia mínima tensão na região radicular, porém quando cargas verticais de 134N e oblíquas (26° com longo eixo do dente) de 89 e 134N foram aplicadas houve grande tensão. Os pinos serrilhados Flexi-Post (Essential Dental Systems), Flexi-Flange (Essential Dental Systems) e pino AcessPost (Essential Dental Systems) que possuía grossas concavidades nas paredes mostraram distribuição uniforme da tensão por todo comprimento do pino e pouca tensão apical quando cargas verticais e oblíquas eram aplicadas. A distribuição da tensão para pino passivo liso ParaPost (Whaledent/Coltene) com cargas vertical e oblíqua mostrou modelos de tensão assimétricos e grande anel de tensão apicalmente comparando com região coronal. Esse modelo assimétrico de estresse resulta numa distribuição desigual da tensão que pode causar falha prematura do pino (COHEN *et al.*, 1996).

A avaliação tridimensional através do método de elemento finito de um canino inferior com pino metálico fundido paralelo e pino metálico fundido cônico em ouro e coroa metalo-cerâmica, cimentados com cimento fosfato de zinco observou a distribuição da tensão variando as dimensões dos pinos com carga de 100N, à 45° com longo eixo do dente na cúspide por vestibular. Maior tensão foi observada no terço cervical e médio da raiz. O pino metálico fundido cônico (0.6 de conicidade) não demonstrou diferença na magnitude e distribuição da tensão comparando com pino metálico fundido paralelo. A tensão junto ao pino foi influenciada pelo comprimento do pino, ou seja, aumentou quanto menor era o comprimento do pino. A diferença entre os grupos foi pequena, provavelmente porque as variações na configuração dos pinos não foram extremas, mas sim variações clinicamente aceitáveis. Os resultados do método de elemento finito são precisos ainda que as propriedades dos materiais simulados não representem a propriedade absoluta das estruturas por serem os tecidos considerados isotrópicos, homogêneos e com elasticidade linear, sendo que os tecidos vivos são muito mais dinâmicos. Todavia as características dos tecidos variam de lugar para lugar e de indivíduo para indivíduo (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996).

Foi avaliado o desempenho de incisivos centrais superiores e caninos humanos com pino, núcleo e coroa quando submetidos à carga oblíqua. O grupo pino de fibra de carbono mostrou valores de resistência menores que os grupos com pino de aço inoxidável e pino metálico fundido (ouro) e as falhas foram mais comuns entre o núcleo de resina e pino de fibra de carbono, sendo, portanto passível de reparo. Todos os dentes restaurados com pino metálico fundido mostraram fratura desfavorável na dentina radicular, provavelmente em função destes terem alto módulo de elasticidade, o que torna o sistema rígido e incapaz de absorver estresse. O grupo controle, dentes com tratamento endodôntico, sem pino, núcleo e com coroa, mostrou resistência maior quando comparado com os outros grupos (SIDOLI; KING; SETCHELL, 1997).

Utilizando resina fotoelástica foi avaliado o modelo de tensão utilizando vários tipos de pinos rosqueáveis em diferentes estágios da cimentação. Três espécimes de cada grupo foram confeccionados. A quantidade e distribuição dessa tensão gerada na resina fotoelástica foi avaliada qualitativamente através de leitura

das franjas e áreas de transparência com diferentes cores que indicam desenvolvimento de tensão, através de uma escala própria que definia áreas livres de tensão, áreas sem franjas definidas até áreas com franjas bem definidas. Verificou-se que no estágio de prova do pino a tensão foi moderada para todos os pinos rosqueáveis, demonstrando tensão residual na resina fotoelástica após remoção dos pinos. A cimentação gerou severa tensão na resina fotoelástica, porém um alívio nessa tensão foi observado após $\frac{1}{4}$ de rotação contrária do pino. A tensão foi gerada nas roscas e em todo comprimento do pino. O grupo controle que utilizou pino não-rosqueável não houve geração de tensão durante a cimentação. Os autores relataram que mesmo após rotação contrária do pino a tensão residual pode permanecer enfraquecendo o dente podendo contribuir para fratura radicular quando o dente é submetido às cargas normais da mastigação. A severidade da tensão aumenta com diminuição da distância entre as roscas e quanto maior é a quantidade de roscas, maior é a indução de tensão (MENTINK *et al.*, 1998).

A fim de avaliar o comportamento de dentes que utilizaram pinos de fibra de carbono, foi realizado um estudo retrospectivo variando de 2 a 3 anos, com dentistas e pacientes randomicamente selecionados de regiões da Suíça. Dos 236 dentes avaliados nenhum mostrou deslocamento do pino ou coroa, fratura radicular ou fratura do pino (FREDRIKSSON *et al.*, 1998).

Os pinos de fibra de carbono apresentam módulo de elasticidade próximo ao da dentina, o que causa menor tensão no dente, resultando em menor quantidade de fraturas radiculares. Os pinos de titânio têm módulo de elasticidade 10 vezes maior do que a dentina e não são flexíveis quando submetidos à cargas podendo causar fratura radicular. Para o estudo de resistência à fratura foram utilizados caninos com carga de 45° por lingual à 2mm da borda incisal planificada, diretamente no núcleo. Os grupos restaurados com pino de aço inoxidável cônico e paralelo e núcleo em resina demonstraram 50% de incidência de fraturas radiculares enquanto que com o grupo restaurado com pino de fibra de carbono e núcleo em resina não houve fratura radicular (DEAN; JEANSONNE; SARKAR, 1998).

O estudo realizado em 1998 utilizou dentes naturais anteriores submetidos a cargas em 45° com longo eixo do dente para avaliar a resistência a fratura e modo

de falha. O pino metálico fundido (NiCr) mostrou maior resistência a fratura que o pino de aço pré-fabricado cilíndrico, no entanto em todos os espécimes que utilizaram pino metálico fundido houve fratura na cervical da estrutura radicular e nos espécimes que utilizaram pino de aço rosqueável a fratura ocorreu na resina composta (FRAGA *et al.*, 1998).

Quando comparou a resistência à fratura do pino metálico fundido (ouro) com pino de fibra de carbono, todos com coroa metálica cimentados em pré-molares, o limiar de fratura foi maior nos dentes com pino metálico fundido, porém, enquanto os pinos de fibra de carbono mostraram fratura na coroa e núcleo (59%) e somente 1 dente (5%) mostrou fratura da raiz, os pinos metálicos fundidos mostraram 91% de fratura na cervical da raiz, no entanto a média de carga para que ocorresse fratura foi de 103.7 ± 53.1 kg para grupo pino fibra de carbono e 202.7 ± 125 kg para grupo pino metálico fundido o que raramente ocorre in vivo (MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998).

Revisando a literatura sobre restauração de dentes estruturalmente comprometidos os autores afirmaram que o remanescente dental preparado deve possibilitar retenção e resistência à restauração protética. A retenção previne o deslocamento da peça no longo eixo de inserção e a resistência previne o deslocamento pelas forças em direção apical, oblíqua e horizontal. Essas características são comprometidas quando há perda substancial de estrutura dentária, nesses casos um núcleo de preenchimento para restauração é indicado para permitir o restabelecimento da forma de resistência e retenção, podendo dessa maneira preparar o dente para colocação da coroa protética considerando-o como um dente intacto. Quando o dente é tratado endodonticamente, freqüentemente recebe pinos para fornecer resistência e retenção ao núcleo. Os pinos devem obedecer alguns princípios fundamentais como: comprimento igual a coroa clínica, 2/3 ou 3/4 do comprimento da raiz inserida no osso e manter 4 a 5mm de selamento apical de guta-percha durante o preparo do conduto. O pino ideal deve prover retenção ao núcleo e transferir as forças de forma estratégica que não induza a suscetibilidade de fratura radicular (MORGANO; BRACKETT, 1999).

Na avaliação das propriedades mecânicas, os pinos cerâmicos (Cerapost, Brasseler e Biopost, Incermed) mostraram-se muito tenazes e fortes. Os pinos de titânio (PCR, Brasseler) tiveram menor tenacidade e menor limite de elasticidade que os cerâmicos, porém com mesma resistência. Os pinos de fibra de carbono (Composipost, RTD) mostraram valores menores que os outros 3 pinos, mas ainda apresentam certo grau de tenacidade e resistência. Essa menor tenacidade dos pinos de fibra pode promover uma distribuição mais uniforme da tensão no dente, portanto uma diminuição do risco de fratura de um dente tratado endodonticamente pode ser conseguido pela utilização de um material de preenchimento intrarradicular que combinasse um alto poder elástico com uma resistência mecânica adequada, como a fibra de carbono (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999).

Os pinos deveriam ter comprimento igual ao comprimento inciso-cervical da coroa, ou ser maior que a coroa, ou ter 1/2, 2/3 ou 4/5 do comprimento da raiz, ou ser tão comprido quanto possível sem romper o selamento apical da raiz que deveria ter de 4 à 5mm de guta-percha apical. Dependendo do material do pino eles podem ser cimentados com: cimento fosfato de zinco, que por muitos anos demonstrou confiabilidade e habilidade de promover retenção; cimento de ionômero de vidro pela facilidade de uso, habilidade de aderir à dentina e resistência; ou cimento resinoso, que tem resistência a compressão e adesão a dentina. O melhor método de cimentação relatado é aquele que utiliza broca lentulo (STOCKTON, 1999).

Buscando avaliar a distribuição da tensão em dois tipos de pinos pré-fabricados, o Flexi-Post, Essential Dental Systems (aço inoxidável) e C-Post, Bisco (fibra de carbono) foi utilizado blocos de resina fotoelástica e os resultados avaliados qualitativamente, ou seja, interpretando as franjas obtidas. Após o preparo dos canais na resina fotoelástica, os pinos foram testados, limpos e cimentados com cimento fosfato de zinco e armazenados por 24hs antes de serem submetidos a cargas e fotografados. Quando nenhuma carga era imposta, mínima ou nenhuma tensão foi observada nos dois pinos. Observou-se modelo simétrico e nivelado de concentração de tensão e nenhuma tensão apical perceptível (por causa modelo do pino) quando cargas vertical e oblíqua (26°) foram aplicadas no pino de aço inoxidável. Quando as mesmas cargas foram aplicadas no pino de fibra de carbono, mostrou modelos de tensão assimétricos e desnivelados, concentrando mais

apicalmente, provavelmente por causa da forma do pino que tem 2 divisões, sendo uma delas mais afilada no seu ápice. Esse modelo assimétrico pode resultar numa distribuição desigual da tensão podendo ser causa de falha prematura do pino (COHEN *et al.*, 1999).

A resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente também foi analisada comparando um sistema de confecção de núcleos com fibras de polietileno a vários sistemas convencionais usando em todos os grupos somente núcleo sem presença de coroa. Dos espécimes que utilizaram pino metálico fundido 100% tiveram fratura radicular catastrófica. Os autores concluíram que o sistema com fibras de polietileno resultou na diminuição significativa das fraturas radiculares verticais, embora a resistência à fratura tenha sido menor comparativamente aos demais grupos (SIRIMAI; RIIS; MORGANO, 1999).

Com a finalidade de analisar a distribuição e severidade da tensão no incisivo central superior com pino metálico fundido em ouro e coroa metalo-cerâmica foi utilizado modelo de elemento finito em 2 dimensões. Quando carga horizontal era aplicada houve maior produção de tensão em todos os modelos analisados. Com carga horizontal observou tensão no meio da raiz e ao redor do ápice do pino e com carga vertical ela foi bem distribuída na coroa metalo-cerâmica, pino e núcleo. Quando se utilizou carga oblíqua (20° por lingual) houve concentração de uma grande faixa de tensão no osso cortical. A carga axial gerou tensão no osso cortical ao redor do ápice da raiz, todavia a magnitude dessa tensão foi menor do que o que ocorreu com carga oblíqua. A tensão gerada no osso e ligamento periodontal foi mais influenciada pela direção da força do que pela configuração do pino. Carga funcional aplicada na coroa de dentes com pinos e núcleo criou tensões na coroa e na raiz, sendo que sempre que essa tensão exceder a resistência do material, fratura do material da restauração ou fratura do dente pode acontecer. Frequentemente as cargas podem causar tensão na linha de cimentação o que poderia resultar em soltura da restauração. Quando carga oblíqua foi aplicada no modelo com pino paralelo houve maior concentração de tensão na ponta do pino. Pinos com menor diâmetro mostraram mesmos modelos e magnitude da distribuição da tensão, porém maiores picos de tensão são produzidos com pinos curtos. Pinos

cônicos mostraram maior concentração de tensão com carga horizontal e aumento na tensão na linha de cimento próximo ao ápice do pino (YANG *et al.*, 2001).

A resistência à fratura e o modo de falha de dentes tratados endodonticamente com pinos de titânio, zircônia, fibra de vidro e fibra de quartzo foram avaliados utilizando caninos humanos. O maior valor de resistência foi com pino de fibra de quartzo seguido pino de zircônio, fibra de vidro e titânio. Dentes restaurados com pinos que tem módulo de elasticidade similar ao da dentina (pino de fibra de quartzo e pino de fibra de vidro) mostraram fraturas mais favoráveis do que os dentes restaurados com pinos de titânio e zircônia. O grupo de dentes com pinos de fibra de quartzo mostrou fraturas favoráveis que permitiam reparo no terço cervical e não mostrou fraturas no terço médio ou apical, provavelmente por causa da sua conformação que possui dupla conicidade, assemelhando a morfologia da raiz, absorvendo estresse e protegendo o dente tratado endodonticamente contra fratura. O grupo que utilizou pinos de titânio mostrou fraturas mais catastróficas, sendo fraturas oblíquas com linhas de fratura mais apical e para lado vestibular, provavelmente por causa de seu alto módulo de elasticidade. O grupo que utilizou pinos de zircônia que tem alto módulo de elasticidade, o que faz com que as forças sejam transmitidas diretamente ao dente sem absorção de estresse, demonstrou fraturas catastróficas, sendo que todos os pinos fraturaram. O grupo que utilizou pinos de fibra de vidro mostrou fraturas favoráveis (passíveis de reparo), e provavelmente devido ao formato paralelo e serrilhado que necessita reduzir a quantidade de dentina radicular remanescente foi menos resistente à fratura (AKKAYAN; GULMEZ, 2002).

A concentração da tensão avaliada por elemento finito em um incisivo central superior, com pino metálico fundido em ouro, pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro com núcleo em resina e coroa cerâmica, utilizou carga vertical de 100N simulando bruxismo, 50N à 45° simulando forças mastigatórias em incisivos e caninos e 10N horizontal simulando força traumática. Com carga vertical e pino de fibra de vidro e pino de fibra de carbono houve concentração de tensão na margem cervical, provavelmente por causa da flexibilidade do pino e porque o material do núcleo tinha módulo de elasticidade relativamente menor quando comparado com os materiais ao redor (coroa cerâmica, pino e dentina). Nos modelos com pino metálico

fundido em ouro os materiais restauradores tinham dureza mais similar e, portanto a interface cervical foi relativamente menos sujeita a tensão mas produziram maior concentração da tensão na interface pino-dentina, especialmente no ápice, o que pode levar a perda de retenção do pino ou fratura radicular. O modelo com pino de fibra de carbono mostrou concentração de tensão no ponto em que há divisão do pino da porção de maior diâmetro para de menor diâmetro. Com carga oblíqua os modelos mostraram alta concentração de tensão na superfície coronal e média dos pinos no lado vestibular. Observou-se grande tensão na região do ápice, na interface entre pino-dentina, sendo este um possível ponto de fraqueza, especialmente no pino metálico fundido em ouro. O pino de fibra de vidro mostrou menores picos de tensão dentro da raiz por ter dureza similar à dentina, com exceção da concentração da tensão na margem cervical esse modelo mostrou induzir tensão similares ao dente natural (PEGORETTI *et al.*, 2002).

Os sistemas de pinos têm componentes com rigidez diferentes. Os pinos mais rígidos são capazes de resistir às forças sem distorção, mas a tensão é transferida para substrato menos rígido. A diferença entre módulo de elasticidade da dentina e material do pino pode ser causa da tensão na dentina radicular. O efeito da rigidez dos pinos na distribuição da tensão foi investigado pelo teste de resistência à fratura e pela análise de elemento finito. Na análise de elemento finito todos os materiais são tratados como homogêneos, isotrópicos e com módulo de elasticidade linear. Foi utilizado pino metálico fundido (NiCr) num incisivo central superior com carga aplicada diretamente no núcleo sem confecção de coroa e verificado que a tensão concentrou na região do núcleo e no terço apical do dente. No teste de resistência à fratura 70% das amostras mostraram fratura na região cervical da raiz (ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002).

A avaliação clínica, após 3 anos, de dentes restaurados com pino de fibra de carbono e restauração adesiva direta ou coroa metalo-cerâmica mostrou não haver diferença entre os grupos e não houve nenhuma falha relacionada com fratura da raiz e do pino. A maioria das falhas foi relacionada à descementação dos pinos e fenda marginal revelada radiograficamente (MANNOCCI *et al.*, 2002).

Considerando o método de elemento finito, os autores verificaram o padrão de distribuição de tensão no tecido dental com carga oblíqua, simulando dentes tratados endodonticamente com níveis de destruição coronária diferentes (perda total do tecido coronário e dentes com 2mm de dentina coronária remanescente) utilizando pinos intrarradiculares (pino metálico fundido em NiCr e pino de fibra de carbono). Verificaram que a região cervical dos dentes foi o local de maior incidência de tensão, independentemente dos padrões restauradores adotados, sendo que a ausência de tecido dentinário coronário nesta região diminui o efeito de férula, proporcionando o aparecimento de um padrão de tensão muito maior. Considerando o módulo de elasticidade dos pinos utilizados, afirmam que quanto maior o módulo menor o nível de tensão gerada nessa região. Na ausência dos pinos a tensão intrarradicular foi insignificante (PIERRISNARD *et al.*, 2002).

A análise da distribuição da tensão na dentina por elemento finito de segundo pré-molar superior utilizou 3 modelos. Essa tensão avaliada é resultado das forças mastigatórias impostas na estrutura dentária. Todos os grupos utilizaram pino metálico paralelo e núcleo em amálgama. O grupo 1 foi restaurado com pino metálico e coroa metalo-cerâmica em titânio, o grupo 2 teve pino em níquel-cromo e coroa metalo-cerâmica em ouro-paládio, o grupo 3 teve pino em titânio e coroa metalo-cerâmica em níquel-cromo. Foi aplicada uma carga de 200N com angulação de 45° com o eixo longitudinal na margem oclusal de cada modelo. O grupo 3 mostrou menores valores de tensão sendo que os maiores valores ocorreram na interface cimento-metal. Os maiores valores de tensão foram encontrados no grupo 1 (TOPARLI, 2003).

O modo de falha e a resistência à fratura de incisivos centrais superiores foram avaliados utilizando diferentes sistemas de pinos e núcleos: pino metálico fundido (liga ouro-paládio), pino pré-fabricado de aço inoxidável, serrilhado, paralelo (Parapost, Whaledent), pino de fibra de carbono paralelo com terminação cônica (Aestheti-Post, Bisco), pino cerâmico paralelo com terminação cônica (ER-Cerapost, Brasseler). Não houve diferença na resistência à fratura dos sistemas de pinos testados. O modo de falha com todos os sistemas de pinos foi similar predominando fratura radicular no terço cervical, porém os pinos cerâmicos mostraram alta incidência de fratura do pino (HU *et al.*, 2003).

De acordo com revisão de literatura realizada por Fernandes *et al.* (2003) diversos fatores influenciam na seleção do pino para restaurar adequadamente a forma e função de um dente tratado endodonticamente. O comprimento da raiz é determinante para seleção do comprimento do pino, e pesquisas demonstram que quanto maior o comprimento do pino, maior a retenção e melhor distribuição da tensão. A avaliação radiográfica antes da escolha do pino permite verificar variações anatômicas e quantidade de dentina remanescente nas raízes, a fim de reduzir as chances de perfuração radicular e possibilitar a escolha do pino mais adequado. É sugerido na literatura que se preserve estrutura dentária, sendo que a largura dos pinos não deve exceder 1/3 da largura da raiz, tendo no mínimo 1 mm de dentina remanescente. Aumento na largura dos pinos não mostrou significativo aumento na retenção, mas promoveu diminuição da resistência à fratura. Tem-se demonstrado 90.6% de sucesso, em 5 anos, de dentes que utilizaram pino metálico fundido. Os pinos e núcleos estão sujeitos a forças de compressão, tensão e cisalhamento, sendo o cisalhamento o mais desfavorável. Durante a cimentação um aumento da tensão no canal radicular pode ser reportado por causa do desenvolvimento da pressão hidrostática. Essa pressão afeta o completo assentamento do pino e pode ser causa de fratura radicular. Pinos cônicos ou com orifício de saída do cimento e cimentos mais fluídos permitem escape do cimento e reduzem a pressão hidrostática. O cimento fosfato de zinco teve sucesso por vários anos, recentemente os agentes resinosos têm sido usados, porém são sensíveis a técnica e tem maior dificuldade de manipulação. Pinos cônicos têm menor retenção mas permitem preservação da estrutura dental, todavia mostram concentração da tensão na porção coronal, ocasionando um efeito de cunha, enquanto pinos paralelos mostram aumento na retenção e produzem uniforme distribuição da tensão por todo comprimento do pino. Pinos ativos mostram maior retenção mas podem aumentar a tensão indesejável na raiz. O material usado para pinos deve ter propriedades similares com a dentina, absorver tensão e transmitir somente tensão residual à dentina. Os pinos de fibra de carbono são capazes de absorver e dissipar a tensão. Os pinos cerâmicos em zircônia têm alto módulo de elasticidade, não absorvem forças e as transmitem diretamente para o dente. A corrosão do material utilizado para pinos pode causar aumento de volume e conseqüentemente fratura da raiz. As ligas de titânio são as mais resistentes à corrosão.

Convencionalmente os pinos podem ser categorizados em 2 grupos: fundidos e pré-fabricados. Os pré-fabricados podem ser divididos de acordo com seu modo de retenção em ativos e passivos. Os pinos podem ainda diferenciar-se de acordo com sua configuração (cônicos e paralelos) e superfície (liso, serrilhado). Por volta de 1990 os pinos de fibra de carbono foram introduzidos como alternativa viável aos pinos pré-fabricados metálicos sendo considerados resistentes a corrosão e fadiga, terem adesão aos cimentos resinosos e módulo de elasticidade similar ao da dentina, porém têm coloração cinza. Por causa da coloração não favorável destes, pinos estéticos como pino de fibra de quartzo e cerâmicos foram desenvolvidos (QUALTROUGH; MANNOCCI, 2003).

Utilizando pinos estéticos pré-fabricados de fibra de vidro (FibreKor, Jeneric/Pentron), fibra de carbono/quartzo (Aestheti-Post, Bisco) e pino cerâmico (CosmoPost, Ivoclar Vivadent) a resistência à fratura foi avaliada em incisivos e caninos humanos com incidência de carga por palatina à 45°. O pino cerâmico teve resistência à fratura significativamente mais baixa que os outros pinos e todos os pinos cerâmicos fraturaram, o que é uma desvantagem considerando a dificuldade de remoção do pino cerâmico para colocação de um novo, além disso os pinos cerâmicos por serem mais rígidos, transmitem maior tensão para o canal que os pinos de fibra, o que pode levar a danos irreversíveis a raiz. Pinos de fibra de vidro mostraram fratura no núcleo de resina, sem fratura dos pinos o que é clinicamente mais fácil de reparo que uma fratura de raiz ou pino. Com pinos de carbono-quartzo 90% das fraturas ocorreram no núcleo em resina e 10% ocorreram na raiz e no núcleo (MACCARI; CONCEICAO; NUNES, 2003).

Comparando o efeito de pinos de aço inoxidável na reabilitação de dentes tratados endodonticamente com três sistemas de construção com pinos de fibras reforçadas por resina (FibreKor, Pentron; Dentatus Luscent anchor, Dentatus; Ribbond, Ribbond Inc) os autores comprovaram a partir do modo de fratura dos dentes com o sistema não metálico, que não tiveram fratura radicular, a capacidade destes de proteger a estrutura dental remanescente, principalmente porque acredita-se que o sistema cria um monobloco, dentina-pino-núcleo, que através da união dentinária poderia permitir melhor distribuição das forças por toda a raiz.

Conseqüentemente o pino poderia ser capaz de absorver estresse das cargas aplicadas no dente reduzindo a possibilidade de fratura radicular (NEWMAN *et al.*, 2003).

Os pinos metálicos fundido são os mais populares tipos de pinos usados para reconstrução de dentes tratados endodonticamente, porém eles apresentam algumas desvantagens como necessidade de mais sessões clínicas, uso de procedimento laboratorial, alto custo e maior remoção de tecido sadio. Uma alternativa ao seu uso são os pinos pré-fabricados com núcleo em resina que têm resistência, preservam tecido sadio, diminuem o tempo de confecção, menor custo e não há necessidade de procedimentos laboratoriais. A distribuição da tensão foi avaliada com pinos pré-fabricados metálicos (aço inoxidável e titânio) e pré-fabricado de fibra de carbono, todos com três variações anatômicas: cônico, cilíndrico e cônico com dois diâmetros diferentes (parte cervical e média maior e parte apical menor). Para confecção do modelo para avaliação com análise de elemento finito usou um incisivo central superior com carga a 45° por palatina. Em todos os modelos, incluindo o dente natural, a concentração da tensão foi identificada na região cervical por palatina. Outra região de concentração observada foi na interface pino-dentina, no terço médio da raiz também por palatino. Os pinos de fibra de carbono induziram menor nível de concentração de tensões que os outros avaliados (ALBUQUERQUE *et al.*, 2003).

Os dentes tratados endodonticamente frequentemente tem pouco remanescente coronal necessitando de um pino intrarradicular para reter o núcleo e restauração. A maioria das falhas que ocorrem com esses são descementação dos pinos, cáries e fraturas radiculares, sendo a pior delas a fratura radicular que pode levar a extração do elemento dental. A revisão da literatura realizada em 2003 com intuito de avaliar esses fatores verificou que a maior rigidez dos pinos é uma vantagem quando se utiliza pinos de menor diâmetro visto que eles permitem maior conservação de tecido sadio durante a preparação dos condutos. O módulo de Young dos pinos próximo com o da dentina é desejável para diminuir a tensão transmitida para dentina radicular, reduzindo o risco de fratura. Os pinos metálicos podem resistir as forças laterais sem distorção, porém as tensões são transferidas

ao substrato menos rígido (dentina) podendo ocorrer fratura (BATEMAN; RICKETTS; SAUNDERS, 2003).

A utilização de pinos modificados por resina ou pino anatômico, que reproduz exatamente a morfologia do canal, é justificada pela diminuição da camada de cimento necessária para cimentação, contendo dessa maneira a polimerização do material resinoso e estresse determinado por ela, reduzindo ainda o número de bolhas no cimento, favorecendo a retenção do pino e prevenindo falhas adesivas. Essa técnica consiste no reembasamento do pino de fibra com resina composta fotopolimerizando-a antes da cimentação (GRANDINI; SAPIO; SIMONETTI, 2003).

Os pinos pré-fabricados podem ser confeccionados em aço inoxidável, liga níquel-cromo ou titânio. Os pinos de titânio não sofrem corrosão, tem radiopacidade similar a guta-percha e cimentos endodônticos, quando tem pequeno diâmetro podem ser sujeitos à fratura e assim como pinos cerâmicos são de difícil remoção. Os pinos de fibra de carbono ganharam popularidade a partir de 1990 por possuírem algumas vantagens como serem mais flexíveis que os pinos metálicos, terem módulo de elasticidade similar ao da dentina e quando cimentados com cimento resinoso, permitem que as forças sejam distribuídas mais uniformemente dentro da raiz, resultando em menor quantidade de fraturas radiculares. Posteriormente os pinos de fibra de vidro e quartzo foram introduzidos por possuírem as mesmas vantagens dos pinos de fibra de carbono, porém com melhor estética. A resina composta é o material de escolha mais utilizado como núcleo por possuir algumas características ideais como aderência a muitos pinos usados atualmente, resistência à tensão, o dente pode ser preparado imediatamente após polimerização e é esteticamente favorável (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Estudo clínico de 2 anos, realizado em 2001, avaliou 78 pacientes que tiveram 105 dentes selecionados para colocação de pinos de fibra de vidro cônico ou paralelo serrilhado, núcleos de resina e coroas. Após 12 e 24 meses 3.8 e 11.4% das restaurações falharam, respectivamente. Perda de retenção e fratura do pino foram as falhas mais freqüentes encontradas, sendo a maioria delas passível de restauração. Não houve diferença estatística na freqüência das falhas com os dois tipos de pinos (NAUMANN; BLANKENSTEIN; DIETRICH, 2005).

Fraturas verticais e oblíquas são observadas em dentes anteriores e posteriores que tiveram tratamento endodôntico. As regiões de concentração de tensões podem ser de alto potencial para fratura, sendo assim os autores avaliaram a distribuição da tensão num incisivo central superior usando elemento finito em 3D sob uma carga oblíqua palatina de 10N à 125° usando diferentes tipos de pinos e materiais de cimentação (pino de fibra de vidro, pino de fibra de carbono e pino de aço cimentados com cimento resinoso e cimento fosfato de zinco). Em todos os casos houve concentração da tensão na vestibular (interface entre pino e cimento). Pino de aço, com alta rigidez, foi o que mostrou piores resultados para a raiz, podendo induzir à fraturas. Pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro mostraram ser menos danosos ao dente, sendo o pino de fibra de vidro o que mostrou melhores resultados de tensão para o dente por serem mais flexíveis que pinos de fibra de carbono (LANZA *et al.*, 2005).

Considerando o método de elemento finito os autores verificaram o valor da tensão (von Mises) num incisivo central superior na mastigação (carga de 500N a 135°), no bruxismo (carga de 100N , axial) e no impacto (carga de 500N, horizontal). Os valores do módulo de Young utilizados foram 30.08, 125, 116, 93, 12, 7 e 18.3 GPa para pino de fibra de vidro, pino de fibra e carbono, pino de titânio, pino fundido em ouro, resina composta, cimento e dentina, respectivamente. No bruxismo o valor máximo da tensão se localizou na ponta do pino e na mastigação na interface entre pino/núcleo/dentina. Os valores de von Mises na mastigação foram maiores para pino de titânio e pino de fibra de carbono, seguido do pino fundido em ouro e pino de fibra de vidro e se localizaram mais na interface entre pino/núcleo/dentina. No bruxismo o pino de fibra de carbono apresentou maiores valores de tensão que o pino de fibra de vidro sendo esses valores ainda menores que os apresentados na mastigação (GENOVESE; LAMBERTI; PAPPALETTERE, 2005).

A resistência à fratura, modo de falha e distribuição da tensão foi avaliada com dois diferentes tipos de pinos: pino de fibra de vidro (ParaPost Fiber White, Coltene/Whaledent Inc) e pino de aço inoxidável (ParaPost Stainless Steel, Coltene/Whaledent Inc). Os dois tipos de pinos intrarradiculares apresentavam formato e tamanho iguais. Para avaliar a resistência à fratura e modo de falha foram

utilizados dentes naturais e a resistência à fratura foi menor com pino de aço inoxidável do que com pino de fibra de vidro. A melhor performance biomecânica foi observada com pinos de fibra de vidro que mostraram fratura no núcleo, na junção com dentina vestibular, sem afetar a raiz do dente, as quais podem ser reparadas. Os dentes restaurados usando pino de aço inoxidável mostraram fratura do núcleo, junto ao pino também no lado vestibular. Na distribuição da tensão analisada pelo método de elemento finito, utilizando carga de 300N por palatina num ângulo de 30° com longo eixo do dente em direção vestibular, o pino de fibra de vidro mostrou menores valores de tensão comparado com o pino de aço inoxidável. Não foi observada concentração de tensão com pino de fibra de vidro. O pino de aço inoxidável mostrou concentração de tensão na interface pino e núcleo de resina o que pode induzir a fratura junto ao pino. O resultado da simulação com modelo de elemento finito permitiu provar que os diferentes módulos de elasticidade entre pino, dentina e núcleo originam concentrações de tensões as quais enfraquecem o dente. Verificaram que pode haver maior sucesso nas restaurações quando se utiliza pinos e núcleos com módulo de elasticidade similar a dentina e com igual ou maior resistência como pinos de fibra de vidro, ou seja, pinos de fibra de vidro tem desempenho biomecânico melhor que pinos de aço inoxidável (BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006).

Utilizando o método de elemento finito em 3D os autores avaliaram a distribuição da tensão na dentina em incisivo central superior com carga de 100N, num ângulo de 45° na palatina à 2mm da borda incisal utilizando pinos cônico (cerâmico em zircônia, fibra de vidro e titânio) e pino paralelo com região apical cônica (cerâmico em zircônia) e coroa em cerâmica. Demonstraram que os pinos cerâmico em zircônia (Cosmopost, Ivoclar Vivadent e Cerapost, Komet-Brasseler) resistiram mais às forças submetidas do que os pino de titânio (ER Post, Ivoclar Vivadent) e fibra de vidro (FRC Postec, Komet-Brasseler), provavelmente devido ao maior módulo de elasticidade, conseqüentemente a tensão atuando na dentina diminuiu. Nesse estudo encontraram que quanto maior módulo de elasticidade dos pinos, menor a tensão na dentina durante as cargas mastigatórias. O pino de fibra de vidro demonstrou deformação quando submetido a cargas, isso pode resultar numa maior concentração de tensão na dentina a qual pode causar fratura. Pinos cerâmicos em zircônia criaram desprezível menor concentração de tensão na

dentina, embora a concentração de tensão criada na dentina pelos pino de fibra de vidro e pino de titânio foram quase as mesmas do dente tratado endodonticamente sem pino. Os autores afirmam que o método de elemento finito pode ser usado como base para pesquisas e quando comparados com testes laboratoriais e clínicos oferecem muitas vantagens. Nesse método as variáveis podem ser facilmente alteradas, no entanto as propriedades das estruturas biológicas (osso, dente e tecidos moles) são somente aproximadas, os materiais são considerados homogêneos e tem resposta linear ao estresse, portanto num organismo vivo a resposta dessas estruturas ao estresse é mais complexa. Sendo assim, o método de elemento finito deve ser usado como passo inicial da pesquisa e/ou complementar aos testes laboratoriais e estudos clínicos (TOKSAVUL *et al.*, 2006).

A distribuição da tensão dentro da raiz foi avaliada utilizando pino metálico fundido (ouro), pino de aço inoxidável e pino de fibra de vidro com núcleo em resina, com diferentes comprimentos (pino curto - 1/3 da raiz, pino longo - 2/3 da raiz) e diâmetros (pino fino - 1/3 da raiz, pino grosso - 2/3 da raiz). A análise por elemento finito simulou um incisivo central superior submetido à carga de 200N à 135° com longo eixo do dente por lingual. Os pinos longos causaram maior tensão no lado lingual da raiz. A tensão na ponta do pino foi menor com pino de fibra de vidro do que com pino metálico, sendo 13 a 14% menor com pinos finos e 5 a 12% menor com pinos grossos, devendo ser por causa do módulo de elasticidade deste, similar ao da dentina que dispersa a tensão, causando menor concentração da mesma. Os pinos metálicos, com alto módulo de elasticidade causaram grande concentração de tensão nos dois lados, lingual e vestibular, na ponta do pino. Os pinos curtos causaram maior concentração de tensão em pequena área no lado lingual da raiz e redução de tensão no lado labial ao redor da ponta do pino. A distribuição da tensão entre pino metálico fundido e metálico pré-fabricado de aço inoxidável foi igual. Com base nos resultados obtidos, a tensão que pode causar fratura radicular pode ser reduzida utilizando um pino de fibra de vidro longo e fino (NAKAMURA *et al.*, 2006).

Foi realizado um estudo de resistência à fratura com pré-molares humanos utilizando pinos metálicos fundidos (CrCo), pinos metálicos pré-fabricados e pinos de fibra de vidro com coroas metálicas ferulizadas com 1.2mm. Com exceção do grupo de pino metálico fundido que teve pino e coroa cimentados com cimento fosfato de

zinco, os outros tiveram pino e coroas cimentados com cimento resinoso (Panavia F, Kuraray). Os resultados mostraram não haver diferença significativa entre os grupos na resistência à fratura. O modo de falha desfavorável (fratura radicular) foi freqüente em todos os grupos, não mostrando diferença entre eles, concluindo então que diferentes sistemas de pinos e núcleos não influenciaram na resistência à fratura e modo de falha de pré-molares severamente danificados restaurados com coroas totais metálicas ferulizadas com 1.2mm (FOKKINGA *et al.*, 2006).

Quando pré-molares com pinos intrarradiculares e núcleos em resina foram submetidos à carga intermitente de 40N à 30° com longo eixo do dente, com 2 cargas por segundo, não houve diferença na resistência à fratura dos dentes restaurados com pinos de fibra de vidro e pinos de titânio, porém as falhas que aconteceram com dentes restaurados com pinos de fibra de vidro foram reparáveis e ocorreram no pino e núcleo enquanto com pinos de titânio ocorreram falhas catastróficas, não reparáveis, com fratura da raiz, muito provável por causa da diferença do módulo de elasticidade destes pinos com o dente. A ausência dos pinos (grupo controle) reduziu a incidência de fratura radicular (ABDUL SALAM *et al.*, 2006).

O comportamento de raízes extremamente destruídas quando restauradas com pinos de fibra de vidro acessórios juntamente com um núcleo de fibra de vidro pré-fabricado foram avaliadas. Foram utilizados dentes bovinos que receberam pinos de fibra de vidro principal e acessórios associados a um núcleo coronário pré-fabricado do mesmo material, pinos de fibra de vidro principal e acessórios associados com núcleo de resina composta, núcleos indiretos de fibra de vidro e o grupo controle que teve o local correspondente ao acesso coronário para os condutos restaurados com resina composta. Quanto a resistência à fratura houve diferenças estatísticas significantes dos dois primeiros grupos com o grupo controle. Dentro dos limites do trabalho pôde-se concluir que a resistência à fratura foi maior com a utilização dos pinos na técnica direta, independente da técnica de confecção da porção coronária e a utilização das fibras de vidro no interior do conduto afetou positivamente e significativamente o padrão de fratura, sendo que a maioria das fraturas ocorreram na porção coronária (OLIVEIRA, 2006).

Com o objetivo de avaliar o comportamento de raízes extremamente destruídas quando restauradas com pinos de fibra de vidro acessórios foi avaliado 5 grupos, sendo o primeiro com núcleos metálicos fundidos (PM), o segundo com um pino de fibra de vidro principal associado à resina composta (PP), e o terceiro semelhante ao anterior onde foram acrescentados pinos acessórios (PPA). O quarto (PP-R) e quinto (PPA-R) grupo foram semelhantes aos dois anteriores, porém apresentavam 2mm de remanescente coronário. Quanto a resistência à fratura a análise estatística dos dados não apontou diferenças significantes entre os grupos, entretanto, comparando-se os padrões de fratura, observou-se uma diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) entre os grupos PM, PP e PPA. Dentro dos limites do trabalho o autor concluiu que a utilização de pinos de fibra de vidro acessórios afetou positivamente o padrão de fratura, sendo que em todos os grupos que utilizaram fibras de vidro a maioria das fraturas detectadas eram passíveis de reparo, enquanto que no grupo que utilizou pino metálico fundido 100% das fraturas ocorreram num local abaixo do espaço biológico (MARTELLI JR, 2006).

Comparando o modo de falha de pinos metálicos fundidos com pinos pré-fabricados em titânio e fibra, os autores observaram maior número de fraturas irreparáveis com pinos metálicos fundidos e pino de titânio e maior número de fraturas reparáveis com pinos de fibra (GU; KERN, 2006).

Avaliando a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente e reconstruídos com pinos metálicos fundidos ou com diferentes procedimentos restaurados com pinos de fibra de vidro (pino de fibra de vidro + cimento resinoso, pino de fibra de vidro + fita de fibra de vidro, pino de fibra de vidro + pinos acessórios e pino de fibra de vidro + resina composta) o autor observou que apesar de não diferir estatisticamente com os outros grupos, a resistência do pino anatômico (fibra de vidro + resina composta) foi próxima da alcançada com pino metálico fundido, porém que a maioria das falhas com sua utilização, assim como os demais grupos que utilizaram pino e fibra de vidro foram fraturas clinicamente reparáveis, sendo que nesse grupo elas ocorreram mais na porção coronária (KAIZER, 2006).

A resistência à fratura e modo de falha foi avaliado em dentes anteriores com carga lingual num ângulo de 45° à 2mm da borda incisal em canais que

simulavam grande perda de dentina no terço cervical. Os pinos metálicos fundidos (NiCr) mostraram resistência a fratura maior que pinos fibra de vidro e pinos de fibra de quartzo, porém o tipo de falha foi na grande maioria desfavorável (não-reparáveis) para pinos metálicos fundidos com fraturas oblíquas e horizontais no terço médio da raiz. Todas as falhas demonstradas com pinos de fibra foram classificadas como reparáveis sem nenhuma fratura radicular (MACCARI *et al.*, 2007).

Um estudo retrospectivo com 802 dentes restaurados com pino metálico fundido em liga nobre (alta porcentagem de ouro) e liga semipreciosa mostrou 11.2% de falhas após 10 anos, sendo 43.3% delas devido a falha na retenção do pino e núcleo. Dentes restaurados utilizando pinos com ligas preciosas tiveram maior probabilidade de sobrevivência que os com ligas semipreciosas. Provavelmente devido a melhor adaptação, pinos que foram moldados diretamente na boca tiveram maior sobrevivência que os que tiveram moldagem indireta. Não houve diferença nos dentes com pinos restaurados com coroa unitária ou prótese fixa e não houve diferença quando se comparou presença pinos em dentes anteriores, pré-molares, molares, superiores e inferiores (BALKENHOL *et al.*, 2007).

A análise de elemento finito foi utilizada para avaliar a tensão que é gerada com uso de pino intrarradicular de fibra de vidro com diferentes núcleos e coroas em incisivo central superior com carga oblíqua por palatino. Mínimos valores de tensão foram encontrados na porção apical dos pinos em todos os modelos. A região cervical foi a que teve maior concentração de tensão. Os dentes restaurados com pino de fibra de vidro e coroa cerâmica mostraram distribuição da tensão similar aos dentes restaurados somente com coroa cerâmica sem pino (SORRENTINO *et al.*, 2007).

Avaliando o módulo de flexão e resistência à flexão os autores observaram menor módulo de flexão nos pinos de fibra de sílica-zircônia, seguido pelos pinos de fibra de vidro e zircônia, pino de fibra de carbono, pino fundido em ouro, pino de titânio e pino de aço inoxidável. A maior resistência à flexão foi no pino fundido em ouro, seguido do pino de aço inoxidável, pino de titânio, pino de fibra de carbono, pino de fibra de vidro e zircônia, e pino de fibra de sílica-zircônia. O módulo e

resistência à flexão encontrados para dentina foi menor que em todos os pinos. Os altos valores encontrados no módulo de flexão indicam maior tenacidade dos pinos e menor valor indica maior flexibilidade, já o alto valor da resistência à flexão indica maior resistência à fratura dos pinos (PLOTINO *et al.*, 2007).

A revisão de literatura realizada por Dietschi *et al.* em 2007 avaliou a composição dos dentes tratados endodonticamente e concluiu que a perda de vitalidade do dente tem pouca influencia na umidade do dente e nas propriedades físicas como módulo de elasticidade e dureza, porém o preparo da cavidade, acesso endodôntico, uso de produto químicos durante tratamento do canal e cimentação de pino reduz a resistência do dente. Portanto a preservação de estrutura dental é fundamental num dente tratado endodonticamente, e a utilização de pinos deveria ser somente quando a retenção do núcleo for insuficiente. Quando for necessário o uso de pinos, esses deveriam ter propriedades físicas próximas da dentina como é o caso dos pinos de fibra.

A distribuição da tensão de dentes restaurados com pino de aço inoxidável, pino de titânio e 2 tipos de pino de fibra de vidro (com diferentes módulos de elasticidade) foi avaliada através do método de elemento finito. Diferentemente do pino de aço inoxidável e pino de titânio o pino de fibra de vidro dispersa a tensão ao longo do pino. Na região cervical não houve diferença no valor da tensão (von Mises) nos 4 tipos de pinos avaliados, porém, na ponta do pino houve diferente concentração de tensão. O valor de von Mises nessa região para pino de fibra de vidro foi menor e quando a tensão foi comparada com pino metálico não houve concentração ao redor da ponta do pino. Com pino metálico houve concentração de tensão na ponta do pino. Núcleo em resina junto com pino de fibra de vidro dispersa a tensão ao longo do pino e em toda a raiz, indicando baixa possibilidade de fratura vertical (OKADA *et al.*, 2008).

Diferentes comprimentos de pinos de fibra de vidro foram avaliados através do método de elemento finito com carga axial, horizontal e oblíqua e não mostraram diferença nos valores de tensão encontrada na dentina radicular. Todos os modelos testados mostraram alta tensão na região cervical tanto no lado vestibular como no palatino (FERRARI *et al.*, 2008).

3 PROPOSIÇÃO

Este trabalho teve como objetivo geral verificar a localização e intensidade das tensões radiculares quando submetidos ao carregamento axial e oblíquo utilizando diferentes tipos de pinos intrarradiculares (metálico fundido, rosqueável, fibra de carbono, fibra de vidro e fibra de vidro modificado).

As hipóteses nulas (H_0) testadas foram de que:

- 1 - Não há diferença na localização da tensão gerada na parede intrarradicular durante carregamento axial ou oblíquo entre os diversos tipos de pinos a serem utilizados;
- 2 - Não há diferença na intensidade da tensão gerada na parede intrarradicular durante carregamento axial ou oblíquo entre os diversos tipos de pinos a serem utilizados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL UTILIZADO

Os pinos intrarradiculares utilizados nessa pesquisa encontram-se relacionados a seguir, disponibilizados segundo o nome comercial, tamanho, composição, fabricante e configuração (Quadro 1).

NOME COMERCIAL	TAMANHO	COMPOSIÇÃO	FABRICANTE	CONFIGURAÇÃO
Screw Post	n°3	Titânio	SSWHITE	Rosqueável
Reforpost®	n°3	Fibra de carbono	ANGELUS	Paralelo, serrilhado com terminação cônica
Reforpost®	n°3	Fibra de vidro	ANGELUS	Paralelo, serrilhado com terminação cônica
Pino metálico fundido	Compatível com canal preparado para uso do pino Reforpost® n°3	Níquel-Cromo	BEGO Bremer	Cilíndrico

QUADRO 1 – Pinos intrarradiculares utilizados neste estudo

4.2 MÉTODOS

A presente pesquisa foi desenvolvida em várias fases, as quais serão descritas a seguir.

4.2.1 Obtenção do Padrão

Foi confeccionado um modelo a partir de um canino humano selecionado após análise visual da ausência de alterações externas e radiográfica da anatomia do canal radicular (Figura 1A). O canino teve sua coroa removida com disco de carborundum aproximadamente 1mm do ponto mais incisal da junção esmalte/cimento, perpendicular ao longo eixo do dente, simulando o caso mais severo de perda de estrutura coronária de um dente tratado endodonticamente. O término do remanescente dentário foi preparado em forma de chanfro com ponta diamantada tronco-cônica de extremidade arredondada (nº 4137, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) em alta rotação (Figura 1B).

O canal radicular foi preparado com paredes paralelas, levemente divergentes utilizando a seqüência de brocas largo nº 2 até nº 5, conforme indicado pelo fabricante para uso com pino nº 3 de fibra de vidro (Reforpost, Angelus, Londrina, PR, Brasil) e pino nº 3 de fibra de carbono (Reforpost, Angelus, Londrina, PR, Brasil) utilizados neste estudo. O comprimento do preparo radicular (13mm) foi calculado medindo o comprimento do remanescente dentário (17mm) e diminuindo 4mm apicais. Em seguida o comprimento foi demarcado nas brocas de largo com caneta de retroprojctor a fim de facilitar a visualização e garantir a correta mensuração.

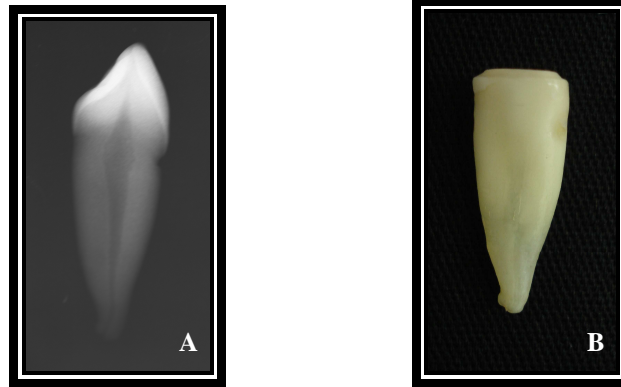


FIGURA 1 – Radiografia do modelo (A) e modelo preparado (B)

4.2.2. Moldagem do Padrão

A moldagem do modelo foi dividida em 2 etapas. Na primeira etapa foram confeccionados 25 moldes do contorno externo do remanescente dental utilizando silicone de adição denso (Adsil, Vigodent, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), manipulando as duas pastas (Adsil Putty Soft base e Adsil Putty Soft catalisador) na mesma proporção até obter uma cor uniforme (Figura 2A). Após a presa o silicone foi recortado perpendicularmente ao longo eixo do dente com lâmina de barbear reta (Figura 2B), a aproximadamente 1mm cervical do preparo a fim de obter uma região mais plana para posterior moldagem da superfície oclusal da raiz.

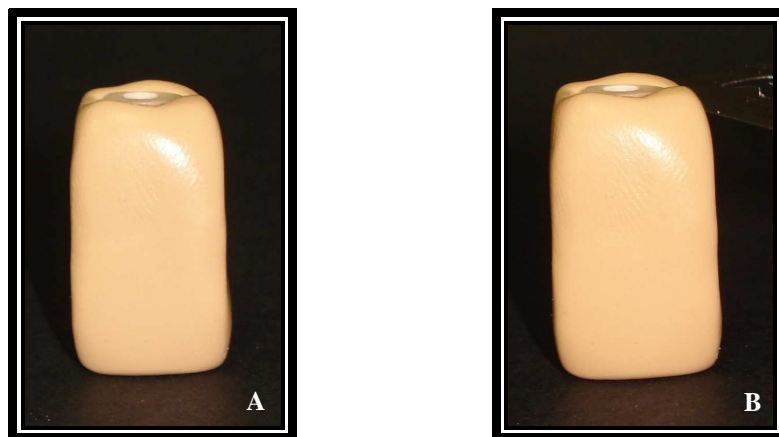


FIGURA 2 – Moldagem externa do remanescente dentário com silicone de adição denso (A) e recorte perpendicular do silicone de adição com lâmina de barbear (B)

Na segunda etapa foi confeccionado um casquete sobre o silicone de adição denso. Para tal foi utilizado um pino de policarbonato (Pin-Jet, Angelus, Londrina, PR, Brasil) para cada casquete. O pino foi desgastado e confeccionadas retenções com peça reta e broca de tungstênio. Em seguida foram provados no canal radicular para avaliar se havia espaço suficiente para o material de moldagem (Figura 3A). Sob estes foi realizado um alívio em cera utilidade ao redor de toda região oclusal (Figura 3B). A resina acrílica autopolimerizável transparente (JET, Artigos Odontológicos Clássico Ltda, SP, Brasil) foi manipulada e colocada sobre os pinos de policarbonato, cera utilidade e silicone denso (Figura 3C). Para demarcar o correto assentamento do casquete foram realizadas 2 marcas (vertical – no casquete e horizontal - no silicone de adição denso) com caneta de retroprojeter de ponta fina, para servir como guia durante a moldagem com silicone de adição fluído e confecção do modelo fotoelástico (Figura 3D). Após a presa final da resina acrílica o alívio em cera utilidade aderido no casquete foi removido com cureta (Figura 3E). Foi aplicado adesivo na região interna do casquete e pino de policarbonato (Figura 3F) para seguir com a moldagem com silicone leve.

Cada molde em silicone de adição denso foi vaselinado com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) para que o silicone fluído não aderisse nele. O remanescente dentário já posicionado dentro do molde de silicone denso foi limpo com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) para não ficar resíduos de vaselina que pudessem interferir na moldagem. O silicone de adição fluído (Aquasil Ultra, Dentsply Dental Products, USA), foi manipulado utilizando uma placa de vidro e espátula nº 24, inserido no casquete com espátula e dentro do canal radicular do remanescente dentário com broca lentulo (Figura 4A). O casquete foi posicionado sobre o silicone denso e removido após a presa final (Figura 4B).

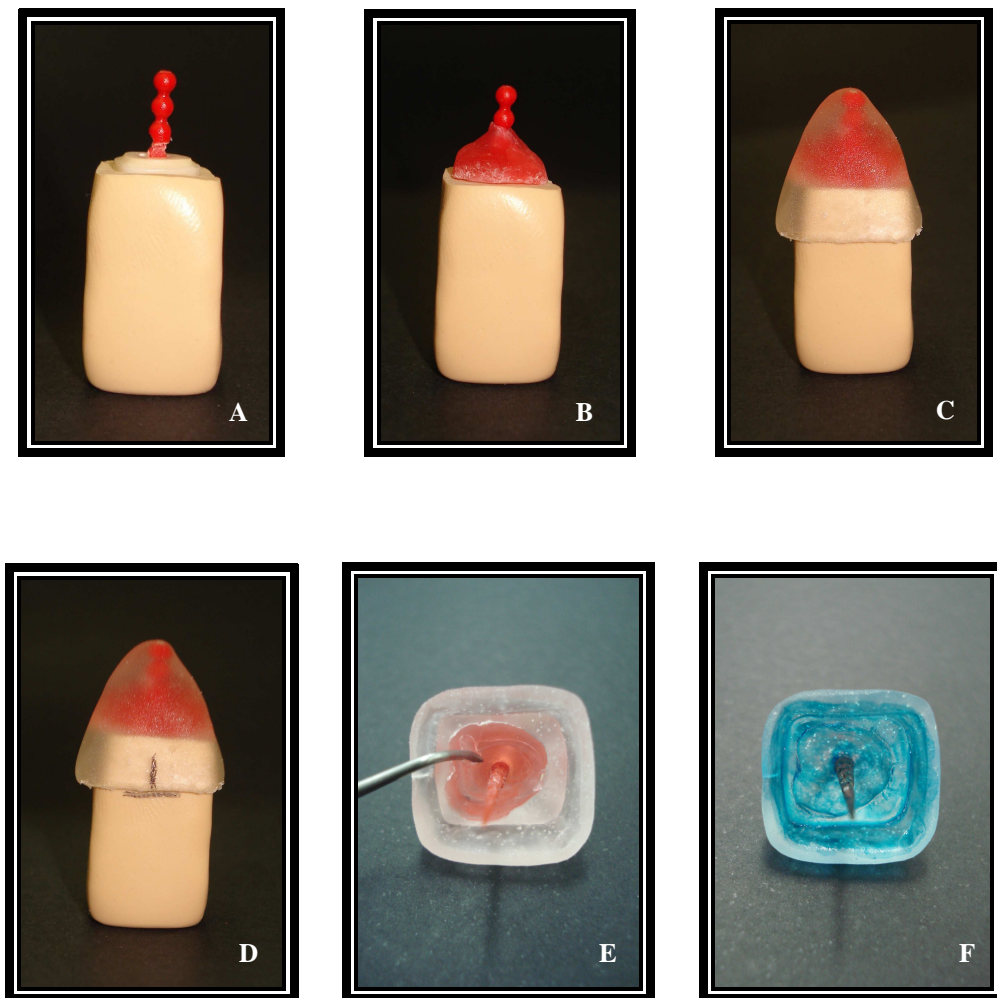


FIGURA 3 – Pino de policarbonato com retenções, desgastado e posicionado no remanescente dental dentro do silicone denso (A), alívio em cera utilidade (B), casquete pronto (C), demarcações-guia no casquete e modelo em silicone denso (D), alívio em cera utilidade sendo removido com cureta (E), casquete com adesivo aplicado (F)

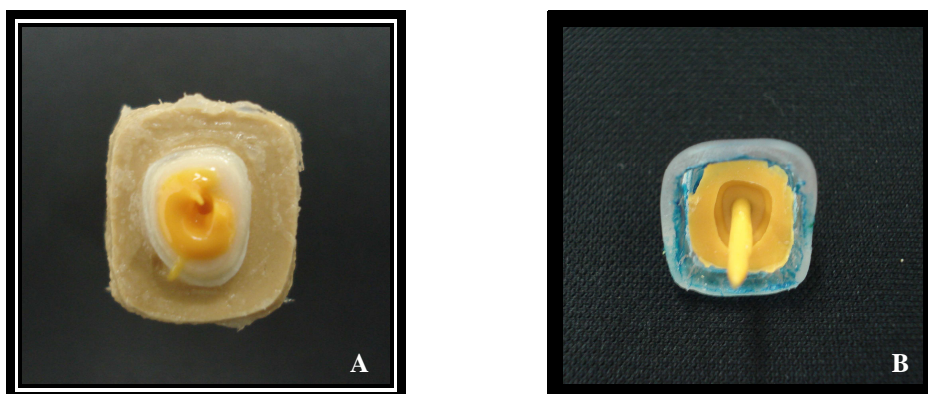


FIGURA 4 – Silicone de adição líquido inserido dentro do canal radicular com broca lentulo (A) e moldagem do conduto radicular e porção coronal do dente com silicone de adição líquido (B)

Os moldes para o grupo de pino rosqueável seguiram as instruções anteriormente, no entanto moldou-se com silicone de adição fluída somente a região coronária do dente para isso o pino de policarbonato foi recortado na entrada do conduto antes da moldagem.

4.2.3. Confeção dos Modelos Fotoelásticos

Seguindo a proporção indicada pelo fabricante (100g do componente A – resina flexível para 37g do componente B - endurecedor) foi utilizada a resina epóxi flexível GII (Polipox Indústria e Comércio Ltda, São Paulo, SP, Brasil). Cada um dos componentes da resina foram pesados em uma balança digital, e então manipulados em um Becker com espátula metálica (nº 36) por aproximadamente 5 minutos em movimentos circulares a fim de obter uma mistura de coloração homogênea. Para eliminar inclusões de ar na resina o recipiente foi levado a uma câmara de vácuo (Figura 5A) na qual permaneceu por 15 minutos, após remoção das bolhas da superfície com espátula o recipiente foi levado novamente no vácuo onde permaneceu por mais 15 minutos. A resina neste momento apresentou-se translúcida, sem bolhas, com coloração amarelada (Figura 5B) e foi então vertida no molde de silicone de adição densa e no casquete e esse colocado em posição sobre o silicone denso por 24h para obtenção do modelo fotoelástico (Figura 6).

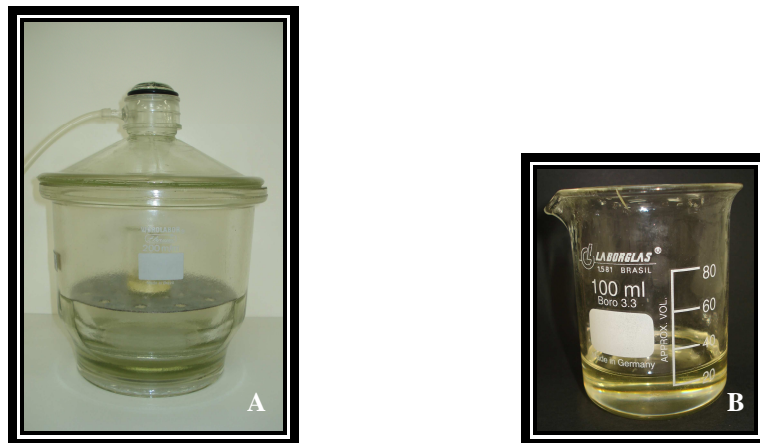


FIGURA 5 – Dessecador utilizado com bomba a vácuo (A) e resina fotoelástica no Becker sem bolhas com coloração uniforme e translúcida (B)

Todos os modelos foram analisados e os que apresentaram alguma alteração ou bolha evidente foram descartados e refeitos. O local da linha de união entre silicone fluído e denso no modelo fotoelástico foi desgastado lixa d'água de granulação 1200 (3M). Após acabamento as paredes internas relativas ao canal do modelo fotoelástico foram jateadas com partículas de 50µm de alumina em ordem de obter retenção micromecânica.



FIGURA 6 – Modelo da raiz em resina fotoelástica

Os modelos fotoelásticos do grupo de pino rosqueável tiveram seus canais preparados antes do jateamento. Para tanto foi utilizada a broca nº 3 proveniente do kit do Screw Post adaptada na ponta reta em baixa-rotação, que foi fixada em um aparato que tinha de um lado a peça reta que se movia no sentido horizontal e do outro lado uma matriz fixa onde os modelos fotoelásticos confeccionados para esse grupo foram fixados (Figura 7), o que permitiu padronizar a penetração da broca. A broca, imersa em óleo mineral, foi introduzida até o comprimento total de trabalho indicado pelo fabricante sendo que a cada 1mm a broca era retirada e limpa.

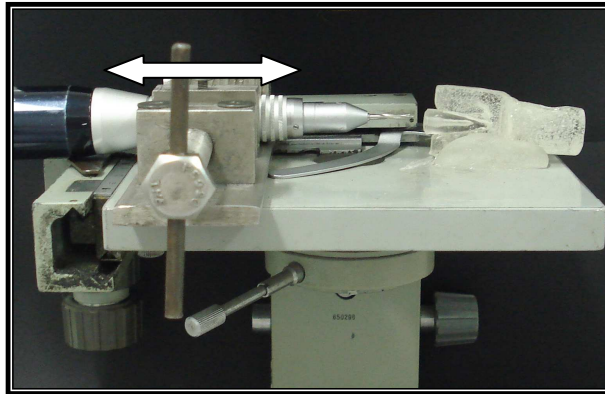


FIGURA 7 – Peça reta móvel do lado esquerdo e modelo fotoelástico fixo na matriz do lado direito

4.2.4. Preparo dos Corpos-de-prova

As 25 raízes simuladas em resina fotoelástica foram divididas aleatoriamente em 5 grupos de 5 amostras cada, conforme quadro abaixo:

GRUPO		NOME COMERCIAL	FABRICANTE
G1	PINO METÁLICO FUNDIDO	Wirona [®] Light (liga Ni-Cr)	BEGO Bremer
G2	PINO ROSQUEÁVEL	Screw Post	SSWhite
G3	PINO DE FIBRA DE CARBONO	Reforpost [®]	Angelus
G4	PINO DE FIBRA DE VIDRO	Reforpost [®]	Angelus
G5	PINO DE FIBRA DE VIDRO RECONSTRUÍDO EM RESINA	Reforpost [®] + Filtek [™] Z 350	Angelus + 3M ESPE

QUADRO 2 – Grupos experimentais, nome comercial e fabricante

No Grupo 1 (G1) - Pino metálico fundido, os pinos foram confeccionados pela técnica direta a partir do remanescente dentário. Primeiramente o conduto radicular foi vaselinado e moldado com pino pré-fabricado em policarbonato (Pin-Jet, Angelus, Londrina, PR, Brasil), resina acrílica - Duralay vermelho (Reliance Dental Manufacturing Company, Chicago, IL, USA) e pincel. A porção coronária foi reconstruída em resina acrílica - Duralay vermelho (Reliance Dental Manufacturing Company, Chicago, IL, USA) e pincel seguindo a configuração de um preparo periférico total para receber uma coroa. Foi utilizada uma broca de tungstênio em baixa rotação para refinar e determinar a anatomia final do núcleo. Em seguida a moldagem em Duralay (Figura 8A) foi enviada ao laboratório protético para duplicação e fundição dos 5 pinos em Ni-Cr (Wirona[®] Light, BEGO Bremer Goldschlägerei Wilhelm – Herbst GmbH & Co, Bremen, Germany)[Figura 8B].



FIGURA 8 – Moldagem direta do pino em Duralay (A) e pino fundido em Ni-Cr (B)

A cimentação dos pinos no modelo fotoelástico foi realizada com cimento fosfato de zinco (SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) após prova dos mesmos no modelo fotoelástico e limpeza com gaze e álcool absoluto para remoção de fragmentos. Antes da cimentação o modelo fotoelástico foi limpo com água e o canal seco com ponta de papel absorvente (Tanariman Industrial Ltda., Manacapuru, AM, Brasil). O cimento fosfato de zinco foi manipulado em placa de vidro com espátula nº 24 seguindo a recomendação do fabricante (1 porção pequena do pó para 4 gotas do líquido sendo o pó dividido em 6 porções e espatulada cada uma por 10 segundos). Após manipulação o cimento foi inserido no canal radicular simulado na

resina fotoelástica com broca lentulo, para garantir que as paredes ficassem plenamente revestidas com cimento, no pino com espátula e o mesmo inserido no modelo fotoelástico e mantido em posição por 4 minutos. O excesso de cimento foi removido com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA).

Para delimitar o comprimento coronário dos pinos dos grupos 2, 3 4 e 5, foi utilizada uma matriz de silicone transparente da parte coronária confeccionada a partir do pino metálico fundido. Um pino foi colocado em posição no modelo fotoelástico e utilizando a matriz foi verificado o comprimento coronário adequado que foi delimitado em 5mm (Figura 9). Os pinos de fibra de vidro e fibra de carbono foram cortados em 18mm (13mm de comprimento intrarradicular + 5mm de comprimento coronal) com ponta diamantada (nº 4103, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil) em alta-rotação sob refrigeração. Os pinos rosqueáveis tiveram a porção coronária cortada em 5mm com disco de carborundum. O uso de ponta diamantada para pinos de fibra de vidro e carbono e disco de carborundum para pino de titânio seguiram a recomendação dos fabricantes.

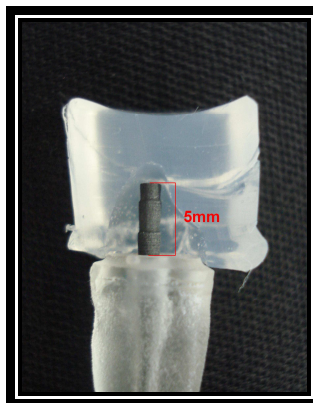


FIGURA 9 – Medida do comprimento coronário dos pinos realizado a partir de uma matriz em silicone transparente confeccionada da porção coronária do pino metálico fundido

Os pinos do Grupo 2 (G2) - Pino rosqueável nº 3 (Screw Post, SSWhite, Duflex, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) tiveram sua superfície limpa com gaze embebida com álcool absoluto para remoção de fragmentos e então foram cimentados com cimento fosfato de zinco (SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), manipulado em placa de vidro com espátula nº 24 seguindo a recomendação do fabricante (1 porção pequena do pó para 4 gotas do líquido sendo o pó dividido em 6 porções e

espatulada cada uma por 10 segundos). Após manipulação o cimento foi inserido no canal radicular, simulado na resina fotoelástica, limpo com água e seco com ponta de papel absorvente (Tanariman Industrial Ltda., Manacapuru, AM, Brasil) com broca lentulo, inserido no pino com espátula e o mesmo rosqueado no modelo fotoelástico com chave própria do kit (Figura 10A), em sentido horário até que sua base tocasse a oclusal da resina fotoelástica (Figura 10B) sendo então mantido em posição por 4 minutos. O excesso de cimento foi removido com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) e após 20 minutos de espera foi confeccionado a parte coronária em resina composta que será descrita posteriormente.

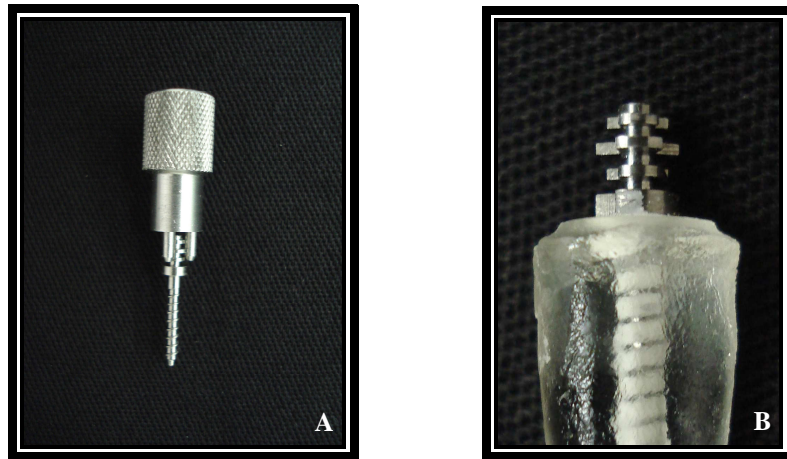


FIGURA 10 – Chave própria do kit do Screw Post para rosqueamento acoplada no pino rosqueável (A) e base do pino tocando na oclusal da resina fotoelástica (B)

No Grupo 3 (G3) - Pino de fibra de carbono nº 3 (Reforpost®, Angelus, Londrina, PR, Brasil) cada pino foi provado no modelo fotoelástico para assegurar o correto comprimento, o canal simulado no modelo fotoelástico foi limpo com água, seco com ponta de papel absorvente (Tanariman Industrial Ltda., Manacapuru, AM, Brasil) para em seguida ser aplicado uma camada de adesivo (Adper™ Scotchbond Multi-Use, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) fino com intuito de levar material adesivo até o final do canal. O excesso de adesivo foi removido com ponta de papel (Tanariman Industrial Ltda., Manacapuru, AM, Brasil) e a entrada do conduto fotopolimerizada por 20 segundos. Os pinos de fibra de carbono foram limpos com gaze e álcool absoluto para em seguida ser aplicado uma camada de

adesivo (Adper™ Scotchbond Multi-Usado, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) e fotopolimerizar por 20 segundos.

Sobre uma placa de vidro foi proporcionada duas porções do cimento resinoso de dupla ativação, RelyX™ ARC (3M ESPE, St Paul, MN, USA) que após espatulado por 10 segundos foi levado ao interior do conduto simulado por meio de uma broca lentulo em baixa-rotação. O pino de fibra de carbono previamente preparado e reservado sobre uma placa de vidro até esse momento foi embebido de cimento e inserido no canal fotoelástico, posicionado com pinça clínica e após remoção dos excessos de cimento com aplicador descartável (Microbrush® Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) e verificação do correto posicionamento do pino, foi efetuada a polimerização do conjunto em cada face do modelo por 40 segundos, considerando a aplicação da luz sobre as faces oclusal, mesial, vestibular, distal e palatina.

Todos os procedimentos envolvendo utilização de luz, em todos os grupos, foram realizados em um suporte especial (Figura 11A) confeccionado em silicone de adição denso, para que todo modelo fotoelástico ficasse inserido dentro e não ocorresse demasiada aplicação da luz, simulando a situação clínica dentro do conduto e foram realizados com aparelho Raddi (SDI Limited, Victoria, Austrália) sendo a intensidade da luz verificada a cada grupo restaurado com um radiômetro para certificar que a potência estava acima de 700 mW/cm² (Figura 11B).

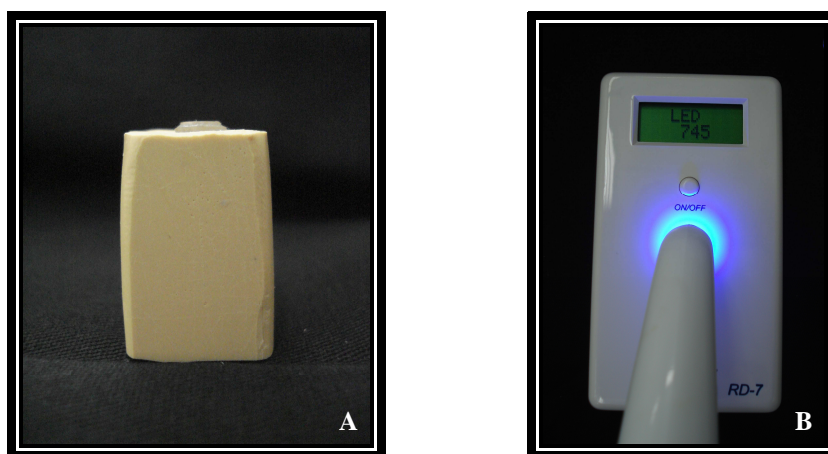


FIGURA 11 – Suporte utilizado nos procedimentos que envolveram aplicação de luz (A) e radiômetro verificando a potência da luz (B)

O Grupo 4 (G4) - Pino de fibra de vidro nº 3 (Reforpost[®], Angelus, Londrina, PR, Brasil) utilizou os mesmos procedimentos de cimentação do grupo 3 com exceção de que antes da aplicação do adesivo no pino foi aplicado com aplicador descartável (Microbrush[®] Original, Microbrush International, Grafton, Wisconsin, USA) uma camada de silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil) que foi seco levemente com jato de ar e deixado para secar por 1 minuto para seguir o procedimento de aplicação do adesivo (Adper[™] Scotchbond Multi-Usado, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) e cimentação com cimento resinoso de dupla ativação (RelyX[™] ARC, 3M ESPE, St Paul, MN, USA).

No Grupo 5 (G5) - Pino de fibra de vidro nº 3 (Reforpost[®], Angelus, Londrina, PR, Brasil) reconstruído em resina composta, que foram previamente preparados antes da cimentação com aplicação de silano (Angelus, Londrina, PR, Brasil), seco levemente com jato de ar e deixado para secar por 1 minuto, seguindo com aplicação do adesivo (Adper[™] Scotchbond Multi-Usado, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) e polimerização por 20 segundos. Um gel hidrossolúvel (Gel KY, Johnson & Johnson) foi utilizado para isolar o modelo fotoelástico. A resina composta (Filtek[™] Z350, 3M ESPE, Irvine, CA, USA) foi adaptada em volta do pino e o conjunto levado ao interior do canal com intuito de modelar o mesmo. A seguir executou-se a pré-polimerização da resina por oclusal durante 20 segundos. O conjunto pino-resina composta foi removido do canal do modelo fotoelástico e fotoativado por mais 40 segundos. As irregularidades foram removidas com o auxílio de discos de lixa Sof-Lex Pop-On (3M ESPE, St Paul, MN, USA) e o conjunto cimentado com cimento resinoso de dupla ativação (RelyX[™] ARC, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) da mesma maneira dos grupos 3 e 4.

Sobre os pinos do grupo 2, 3, 4 e 5 foram construídos núcleos de preenchimento em resina composta Z350 (Filtek[™] Z350, 3M ESPE, Irvine, CA, USA) utilizando uma matriz de EVA. Para confecção da matriz foi utilizado o pino metálico fundido como modelo, o qual foi colocado num suporte, levado até plastificadora e recortado apenas a porção coronária (Figura 12A até 12C). A superfície dos pinos foi condicionada com ácido fosfórico 37% (3M ESPE, St Paul, MN, USA) por 15 segundos, lavada com água abundante e seca com jato de ar. Em seguida foi aplicado adesivo (Adper[™] Scotchbond Multi-Usado, 3M ESPE, St Paul, MN, USA) sobre o pino e região do modelo fotoelástico a ser confeccionado o núcleo e fotopolimerizado por 20 segundos. A resina composta foi inserida dentro da matriz

de EVA com espátula e colocada em posição sobre o pino, verificando a correta posição e após remoção dos excessos com sonda exploradora, foi fotopolimerizada por 40 segundos em cada uma das faces oclusal, mesial, distal, vestibular e palatina.

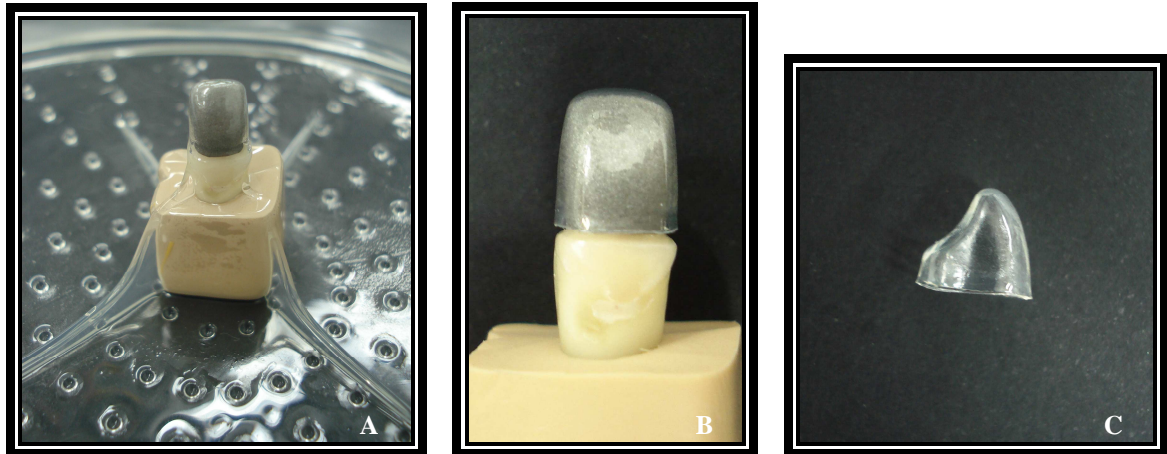


FIGURA 12 – Confeção da matriz em EVA a partir de núcleo metálico fundido (A), corte da matriz sob parte coronária do pino metálico fundido e matriz de EVA pronta (C)

4.2.5 Teste de Tensão

Os corpos-de-prova (Figura 13A até 13E) foram armazenados por 24h em umidade e temperatura ambiente.

A verificação das tensões geradas com carregamento axial e oblíquo a 45° com longo eixo do dente, por palatino, a 2mm da borda incisal (Representação Gráfica 1), foi realizada por meio da análise fotoelástica.

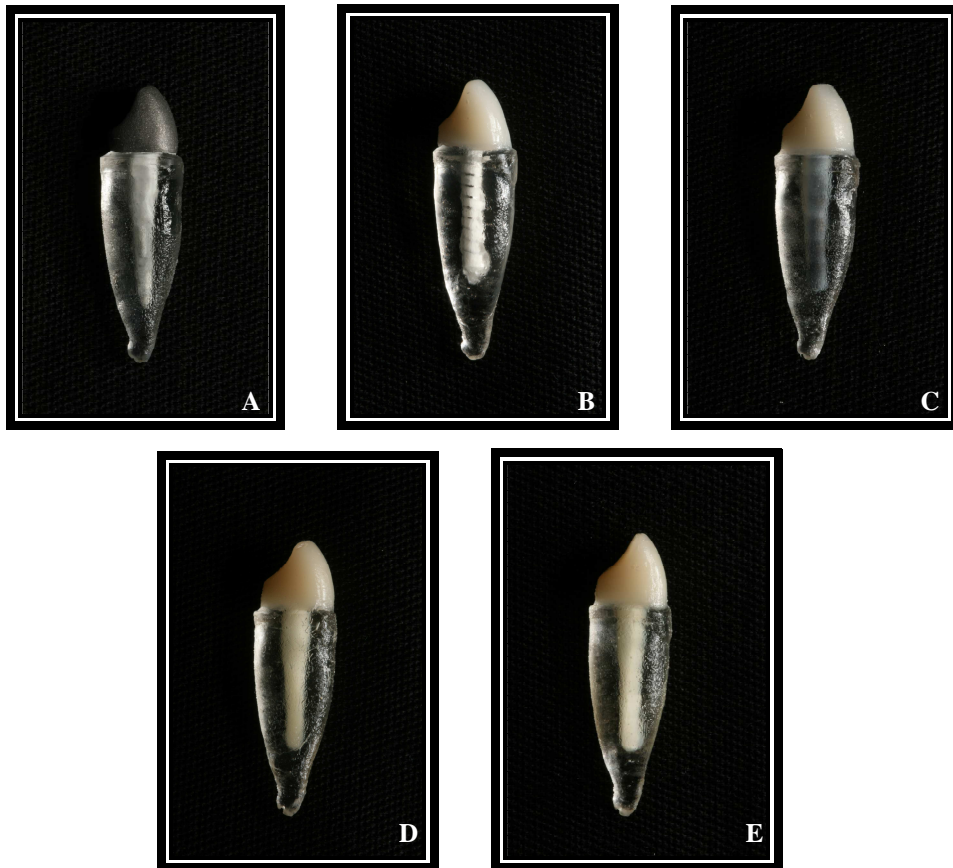
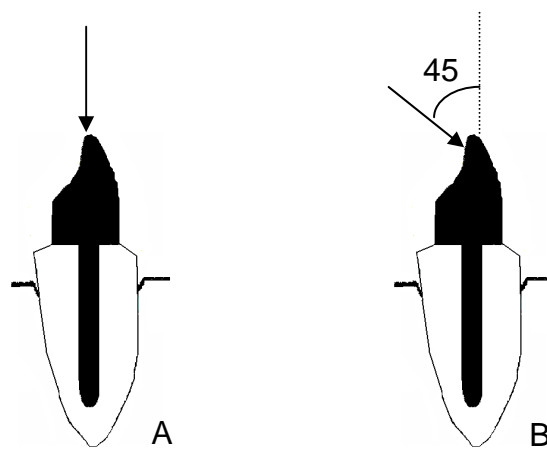
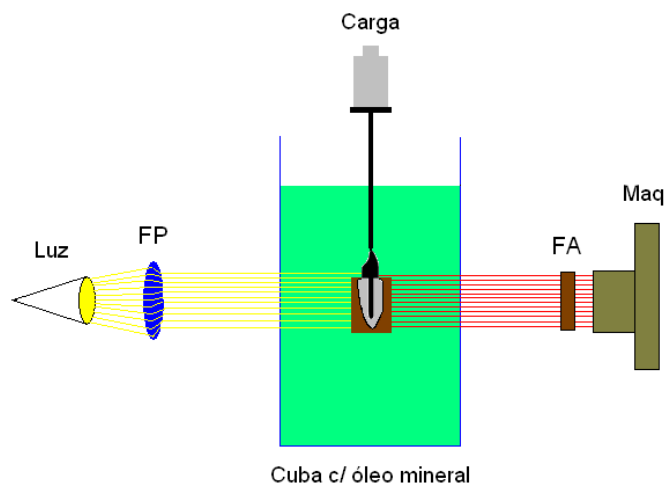


FIGURA 13 – Corpo de prova do G1 (A), corpo de prova do G2 (B), corpo de prova do G3 (C), corpo de prova do G4 (D) e corpo de prova do G5 (E)



REPRESENTAÇÃO GRÁFICA 1 – Representação gráfica da carga axial (A) e carga oblíqua por palatina de 45° com longo eixo do dente a 2mm da borda incisal

A técnica experimental da fotoelasticidade de transmissão plana foi utilizada usando um polaroscópio de transmissão que é um sistema constituído por um conjunto de elementos que tem por função transmitir luz polarizada (POST, 1989; ALVAREZ; STROHAECKER, 1998), sendo composto de: uma fonte de luz (Luz), um filtro polarizador (FP), uma cuba contendo óleo mineral puro, um sistema de aplicação de carga (Carga), um filtro analisador (FA) e uma câmara fotográfica (Maq) para captação das imagens (Representação Gráfica 2).



REPRESENTAÇÃO GRÁFICA 2 – Representação gráfica de um polaroscópio de transmissão

A fonte de luz pode ser obtida a partir de uma lâmpada fluorescente, ou seja, policromática promovendo a iluminação dos espécimes. Raios de luz emitidos pela fonte incidem no polarizador em várias direções, porém, apenas os componentes de onda paralelos ao seu eixo de polarização são transmitidos. Estas ondas polarizadas, ou planos de luz, incidem no modelo fotoelástico submetido a cargas. Pelo fenômeno de dupla refração, o material fotoelástico antes homogêneo e isotrópico agora está heterogêneo e transmite apenas os componentes de onda que incidem paralelamente aos planos de estresse principal. As ondas transmitidas incidem no analisador, que polariza os componentes de onda de forma idêntica ao polarizador. Todo esse fenômeno pode ser visualizado no modelo fotoelástico pela formação de franjas (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998).

Quando cessa o esforço aplicado ao material fotoelástico as deformações elásticas são aliviadas e a estrutura do material volta a situação inicial (ALVAREZ; STROHAECKER, 1998). Essa propriedade da resina fotoelástica permitiu que utilizássemos o mesmo corpo de prova para carregamento axial e oblíquo.

Para que fosse possível reproduzir a posição axial e inclinada em 45° com relação ao longo eixo do dente e para que pudesse ser observada toda a face mesial e distal sem interferência foram desenvolvidos dois dispositivos especiais em resina acrílica os quais foram acoplados a uma base de aço inoxidável (Figura 14) de forma que os corpos de prova pudessem ser devidamente posicionados quando mergulhados na cuba, contendo óleo mineral puro que servia para aumentar a translucidez do corpo de prova e melhorar a observação dos resultados (POST, 1989).

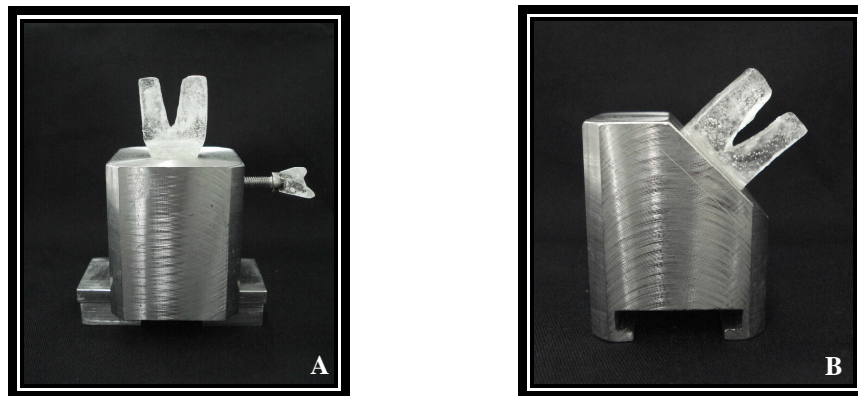


FIGURA 14 – Dispositivo em resina acrílica acoplado a uma base de aço inoxidável para utilização com carga axial (A) e dispositivo em resina acrílica acoplado a uma base de aço inoxidável para utilização com carga oblíqua à 45° (B).

O ensaio foi realizado aplicando carga de 1,66N em sentido axial e oblíquo num ângulo de 45° com longo eixo do dente, à 2mm da borda incisal. Cada espécime foi fotografado individualmente antes da aplicação das cargas (Figuras 15A até 15E) e com carregamento axial e oblíquo. Para captação das imagens foi utilizada uma câmera digital.

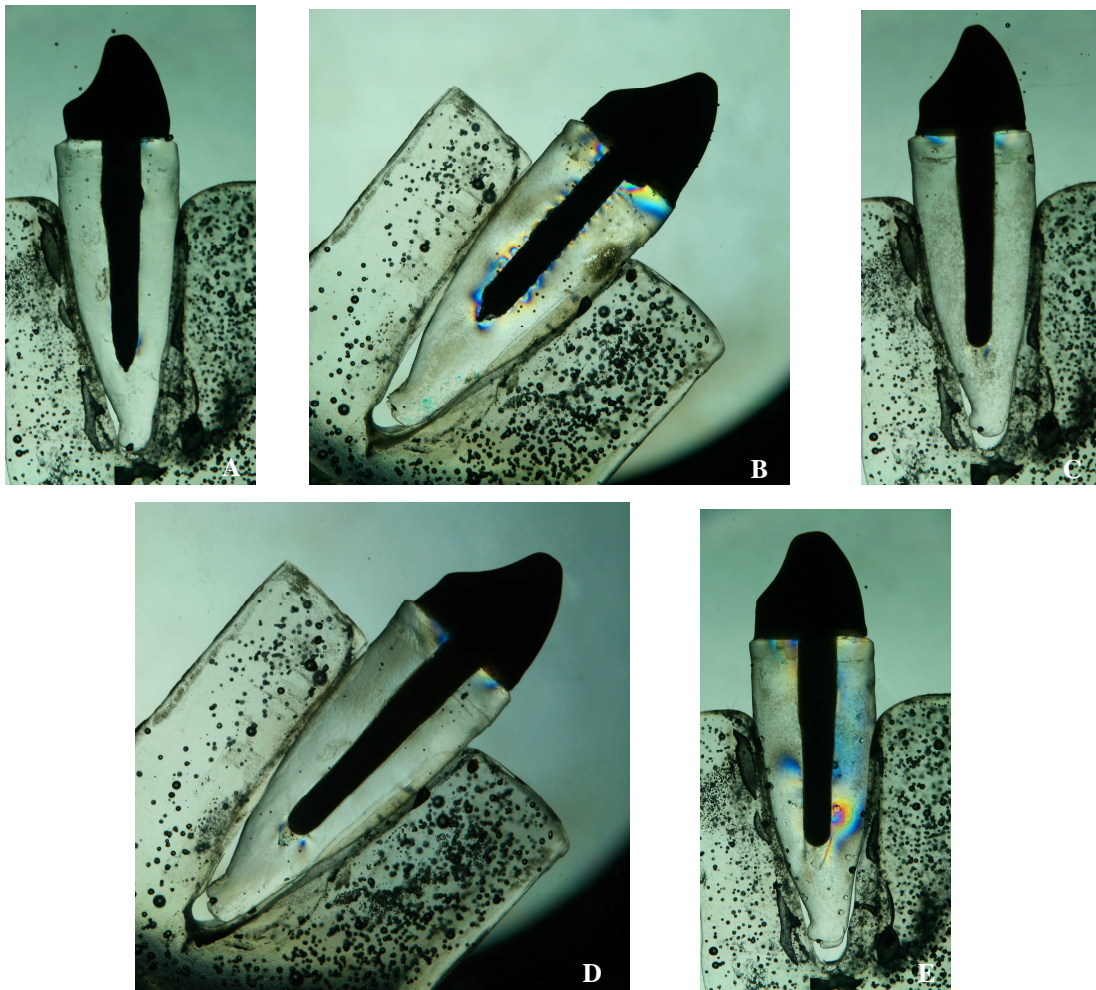


FIGURA 15 – Fotografia na posição axial do G1 (A), posição oblíqua do G2 (B), posição axial do G3 (C), posição oblíqua do G4 (D) e posição axial do G5 (E) após cimentação antes da aplicação das cargas

4.2.6 Avaliação dos Padrões de Tensões Radiculares

A observação de imagens obtidas através da câmera digital permitiu a visualização das franjas nos espécimes testados (Figura 16A até 16E). A análise da distribuição das tensões produzidas no modelo radicular fotoelástico foi realizada qualitativamente e quantitativamente pelo mesmo avaliador, que foi calibrado e avaliado pela concordância intra-examinador.

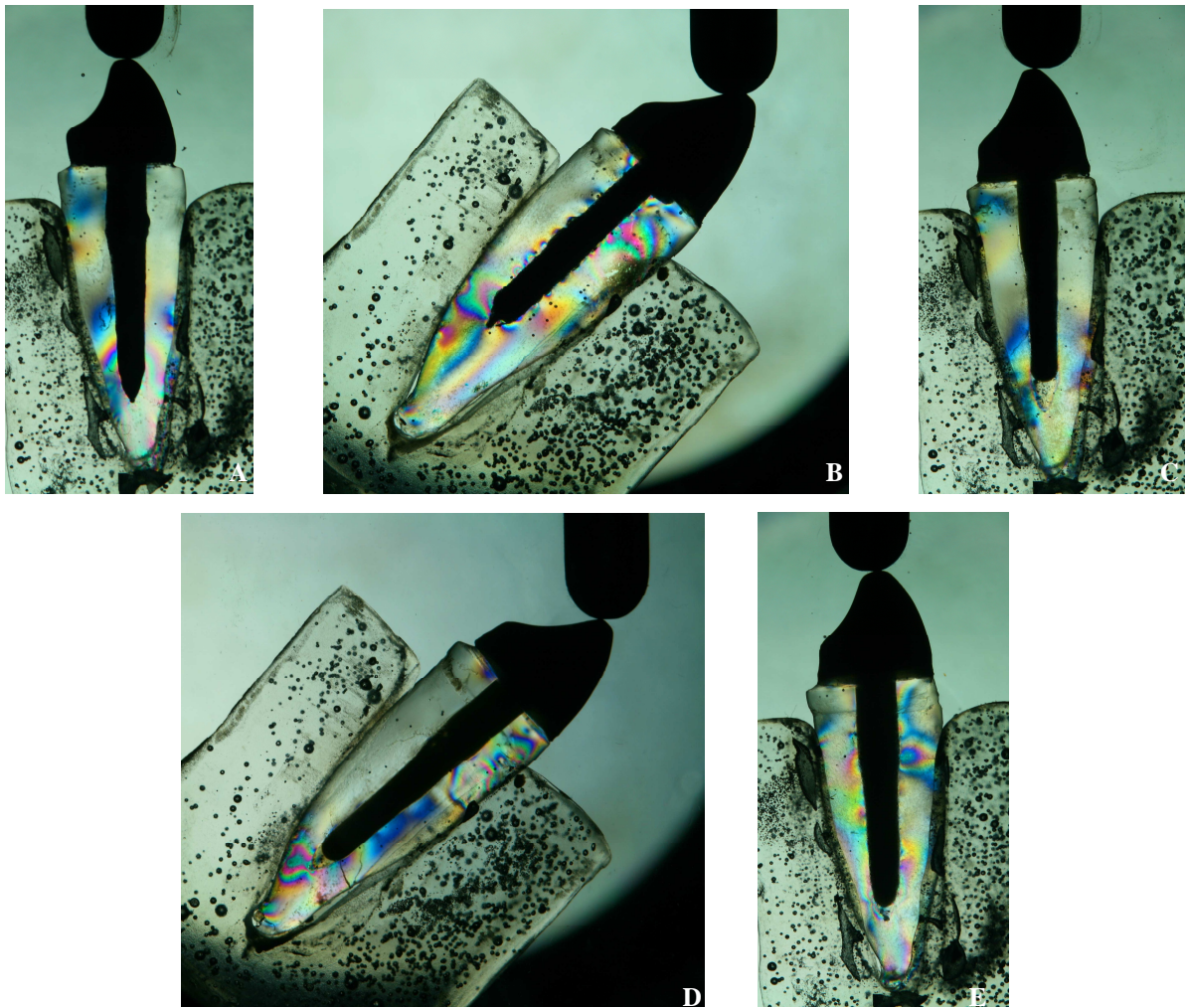


FIGURA 16 – Fotografia do G1 com carregamento axial (A), do G2 com carregamento oblíquo (B), do G3 com carregamento axial (C), do G4 com carregamento oblíquo (D) e do G5 com carregamento axial (E)

Após esse processo as fotografias foram examinadas visualmente a fim de que se identificasse o local e a intensidade das tensões ao longo de cada pino intrarradicular. Para tal a região ao redor do pino intrarradicular foi dividida em 6 localidades: terço cervical palatino (L1), terço médio palatino (L2), terço apical palatino (L3), terço cervical vestibular (L4), terço médio vestibular (L5), terço apical vestibular (L6) [Figura 17].

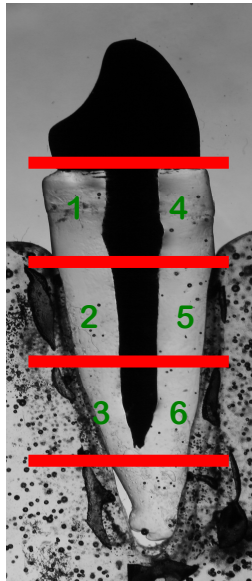


FIGURA 17 – Divisão das regiões analisadas em 6 localizações: terço cervical palatino (1), terço médio palatino (2), terço apical palatino (3), terço cervical vestibular (4), terço médio vestibular (5), terço apical vestibular (6)

Em cada localização foi anotado o número correspondente a maior franja (Figura 18A até 18C) incluindo as franjas nítidas e áreas de transparência, que de acordo com Mentink *et al.* (1998) o aumento no número das franjas no material fotoelástico indica um aumento na indução de tensão porém modelos sem franja mas incluindo diferentes cores ou áreas de transparência pode também indicar um desenvolvimento de tensão na região.

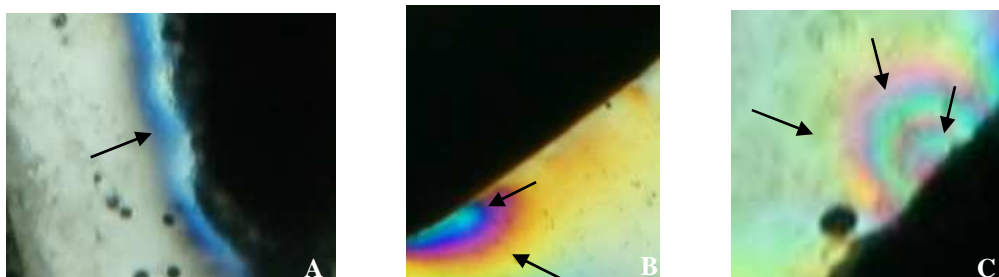


FIGURA 18 – Exemplos de franjas de ordem 1.00 (A), 1.50 (B) e 2.5 (C)

Cada franja segue uma sequência de cores que vai do vermelho até o azul que corresponde a uma franja inteira, ou seja, uma franja corresponde as cores vermelho, amarelo, verde e azul. A ordem 1.00 corresponde a uma franja (azul) e isso implica que as cores vermelho, amarelo e verde eram evidenciadas antes do

azul ou este estava sobreposto a elas. Dessa maneira as franjas foram categorizadas em função das cores seguindo o seguinte padrão:

- **0.25** - vermelha
- **0.50** - amarela
- **0.75** - verde
- **1.00** - azul

4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados provenientes da análise fotoelástica, relativos a localização e intensidade das tensões, com carregamento axial e oblíquo foram avaliados separadamente e dispostos numa tabela a partir da qual foi elaborada uma análise descritiva das médias e desvio-padrão a fim de verificar o comportamento dos grupos em questão.

Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância (ANOVA), onde os fatores avaliados foram: A – grupo, B – localização complementado pelo teste de Tukey em nível de 5% de significância.

5 RESULTADOS

Com relação a intensidade ao longo dos pinos, independente da localização, quando se comparou os grupos com carregamento oblíquo, o G2 foi o grupo que apresentou maiores médias de tensão, diferindo estatisticamente de G1, G3, G4 e G5 que não diferiram entre si. Quando analisados com carregamento axial, o mesmo padrão foi observado, entretando os valores da média das tensões foram menores que com carregamento oblíquo (Tabelas 1 e 2).

TABELA 1: Média e desvio-padrão das tensões geradas nos diferentes grupos com carregamento oblíquo

Grupo	Média (*)	Desvio-padrão
G1	0,525 a	0,744
G2	1,95 b	0,607
G3	0,5 a	0,743
G4	0,233 a	0,486
G5	0,45 a	0,834

(*) letras distintas representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)
 Fonte: trabalho realizado pelo autor

TABELA 2: Média e desvio-padrão das tensões geradas nos diferentes grupos com carregamento axial

Grupo	Média (*)	Desvio-padrão
G1	0,45 a	0,621
G2	1,817 b	0,565
G3	0,416 a	0,542
G4	0,392 a	0,579
G5	0,133 a	0,369

(*) letras distintas representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)
 Fonte: trabalho realizado pelo autor

Quando o fator localização foi avaliado, independente do grupo, não houve diferença estatística na localização 1, 2, 4 e 5 com carregamento oblíquo. A maior tensão foi verificada na L6, seguida da L3, as quais diferiram estatisticamente entre si e com as outras localizações. Com carregamento axial, não houve diferença estatística entre todos os grupos nas localizações 1, 2, 4 e 5. A maior média observada foi na L3 seguida da L6, as quais não diferiram entre si, porém diferiram estatisticamente dos demais grupos (Tabelas 3 e 4).

TABELA 3: Média e desvio-padrão das tensões geradas nas diferentes localizações com carregamento oblíquo

Localização	Média (*)	Desvio-padrão
1	0,42 a	0,825
2	0,38 a	0,726
3	0,97 b	0,969
4	0,54 a	0,828
5	0,40 a	0,764
6	1,68 c	0,705

(*) letras distintas representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)

Fonte: trabalho realizado pelo autor

TABELA 4: Média e desvio-padrão das tensões geradas nas diferentes localizações com carregamento axial

Localização	Média (*)	Desvio-padrão
1	0,40 a	0,692
2	0,40 a	0,707
3	1,13 b	0,740
4	0,44 a	0,795
5	0,48 a	0,784
6	1,00 b	0,816

(*) letras distintas representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)

Fonte: trabalho realizado pelo autor

Com carregamento oblíquo todos os grupos tiveram pouca ou nenhuma tensão no terço cervical e médio (L1, L2, L4, L5), tanto na vestibular como na palatina, com exceção do G2 que obteve altos valores de tensão em todas as localidades. O G2 obteve maior valor de tensão no terço apical (L3 e L6), porém não estatisticamente diferente do terço cervical e médio (L1, L2, L4, L5). As maiores médias encontradas foram na L3 e L6 do G1; L1, L2, L3, L4, L5 e L6 do G2 e L6 dos grupos 3, 4 e 5. A L6 dos grupos 3 e 5 obtiveram média maior que L3 dos mesmos grupos, porém não estatisticamente diferente. O G4 obteve maior média na L6 diferindo de L1, L2, L3, L4 e L5 do mesmo grupo (Tabela 5).

Com carregamento axial todos os grupos tiveram pouca ou nenhuma tensão no terço cervical e médio (L1, L2, L4, L5), tanto na vestibular como na palatina, com exceção do G2 que obteve altos valores de tensão em todas as localidades. No G2 o maior valor encontrado foi L6, porém esse valor não diferiu estatisticamente da L1, L2, L3, L4 e L5. O G5 foi o que obteve menor média de tensão no terço apical tanto na vestibular como na palatina. O G3 e G4 tiveram médias um pouco maiores que G5 no terço apical. Na L3 o G1 obteve maiores valores de tensão que L3 dos grupos 3 e 4, porém os valores de tensão no terço apical, tanto vestibular como palatino, não foram estatisticamente diferentes dos grupos 3 e 4 (Tabela 6).

TABELA 5: Média (desvio-padrão) das tensões geradas nas diferentes localizações de cada grupo com carregamento oblíquo

	<i>L1</i>	<i>L2</i>	<i>L3</i>	<i>L4</i>	<i>L5</i>	<i>L6</i>
G1	0,20 (0,447) a,b	0,00 (0,00) a	1,15 (0,962) a,b,c,d	0,20 (0,274) a,b	0,20 (0,447) a,b	1,40 (0,652) b,c,d
G2	1,9 (0,652) d,e	1,70 (0,447) c,d	2,30 (0,447) d	1,80 (0,758) c,d	1,70 (0,758) c,d	2,30 (0,447) d
G3	0,00 (0,00) a	0,20 (0,447) a,b	0,60 (0,548) a,b,c	0,30 (0,671) a,b	0,10 (0,224) a	1,80 (0,447) c,d
G4	0,00 (0,00) a	0,00 (0,00) a	0,10 (0,224) a	0,10 (0,224) a	0,00 (0,00) a	1,20 (0,447) a,b,c,d
G5	0,00 (0,00) a	0,00 (0,00) a	0,70 (0,837) a,b,c,e	0,30 (0,671) a,b	0,00 (0,00) a	1,70 (1,037) c,d

(*) letras distintas representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)

Fonte: trabalho realizado pelo autor

TABELA 6: Média (desvio-padrão) das tensões geradas nas diferentes localizações de cada grupo com carregamento axial

	<i>L1</i>	<i>L2</i>	<i>L3</i>	<i>L4</i>	<i>L5</i>	<i>L6</i>
G1	0,20 (0,447) a	0,00 (0,00) a	1,40 (0,548) b,c,d,e,f	0,00 (0,00) a	0,50 (0,50) a,b	0,60 (0,548) a,b,c
G2	1,60 (0,418) c,d,e,f	1,60 (0,548) c,d,e,f	2,00 (0,50) e,f	1,70 (0,758) d,e,f,g	1,80 (0,671) d,e,f	2,20 (0,447) f
G3	0,00 (0,00) a	0,20 (0,447) a	0,90 (0,224) a,b,c,d	0,30 (0,671) a	0,10 (0,224) a	1,00 (0,50) a,b,c,d,e
G4	0,20 (0,447) a	0,20 (0,447) a	1,05 (0,716) a,b,c,d,e	0,20 (0,447) a	0,00 (0,00) a	0,70 (0,570) a,b,c,g
G5	0,00 (0,00) a	0,00 (0,00) a	0,30 (0,447) a	0,00 (0,00) a	0,00 (0,00) a	0,50 (0,707) a,b

(*) letras distintas representam diferença estatística significativa ($p < 0,05$)

Fonte: trabalho realizado pelo autor

6 DISCUSSÃO

A utilização de pinos intrarradiculares e núcleos é comum para promover retenção à coroa quando há pouca estrutura dentária remanescente e transferir as forças mastigatórias aplicadas coronalmente para raiz gerando tensões na dentina radicular que dependendo da intensidade e localização podem promover fadiga e fratura do remanescente dentário (REINHARDT *et al.*, 1983; MORFIS, 1990; ASSIF; GORFIL, 1994; MORGANO; BRACKETT, 1999; BATEMAN; RICKETTS; SAUNDERS, 2003; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

No presente estudo, a utilização de um dente padrão eliminou as possíveis variações anatômicas. O uso do canino tem sido considerado aceitável em estudos que avaliaram tensão, resistência à fratura e modo de falha (HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; SIDOLI; KING; SETCHELL, 1997; DEAN; JEANSONNE; SARKAR, 1998; AKKAYAN; GULMEZ, 2002; MACCARI; CONCEICAO; NUNES, 2003).

O comprimento do pino utilizado foi baseado no comprimento do remanescente dentário diminuindo 4mm apicais referente ao selamento apical de guta percha que deve ser mantido quando do preparo do conduto radicular (MORGANO; BRACKETT, 1999; STOCKTON, 1999). O diâmetro dos pinos utilizados foi baseado na escolha de um deles (Reforpost nº 3), portanto o diâmetro do pino metálico fundido foi o diâmetro do preparo do Reforpost nº 3 indicado pelo fabricante, e o uso do pino rosqueável nº 3 foi o que apresentou diâmetro similar com Reforpost nº 3.

A carga oblíqua a 45° por lingual a 2mm da borda incisal aplicada no presente trabalho condiz com a utilizada em outros trabalhos e foi aplicada por simular o ângulo funcional médio formado com o dente antagonista inferior para oclusão tipo classe I durante a mastigação em incisivos e caninos (REINHARDT *et al.*, 1983; HOLMES; DIAZ-ARNOLD; LEARY, 1996; DEAN; JEANSONNE; SARKAR, 1998; FRAGA *et al.*, 1998; PEGORETTI *et al.*, 2002; ALBUQUERQUE *et al.*, 2003; MACCARI; CONCEICAO; NUNES, 2003; TOPARLI, 2003; MITSUI *et al.*, 2004; TOKSAVUL *et al.*, 2006; MACCARI *et al.*, 2007). A carga aplicada nos espécimes foi compatível com a resina fotoelástica utilizada e estava em níveis que possibilitaram melhor leitura das ordens das franjas.

O uso do cimento fosfato de zinco com pinos metálicos seguiu o método de cimentação tradicional frequentemente utilizado com sucesso por décadas pela facilidade de manipulação e habilidade de promover retenção (STANDLEE *et al.*, 1972; REINHARDT *et al.*, 1983; COONEY; CAPUTO; TRABERT, 1986; ROLF; PARKER; PELLEU, 1992; STOCKTON, 1999; FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003; FOKKINGA *et al.*, 2006). O cimento resinoso usado nos outros grupos é indicado pelos fabricantes como cimento de escolha para uso com pinos de fibra e permite que as forças sejam distribuídas mais uniformemente dentro da raiz (SCHWARTZ; ROBBINS, 2004).

Após a cimentação, quando nenhuma carga foi imposta, houve mínima ou nenhuma tensão nos grupos G1, G3, G4 e G5, o que condiz com outros trabalhos (CAPUTO; HOKAMA, 1984; COONEY; CAPUTO; TRABERT, 1986; YAMAN; THORSTEINSSON, 1992; COHEN *et al.*, 1996; MENTINK *et al.*, 1998; COHEN *et al.*, 1999) e isso ocorreu provavelmente porque os pinos utilizados nesses grupos são do tipo passivo. O pino metálico fundido e pino de fibra de vidro modificado por resina eram cilíndricos e reproduziam exatamente a morfologia do canal o que diminui a camada de cimento necessária para cimentação, porém dificulta a saída do excesso de cimento, aumentando a pressão hidrostática dentro do canal. A mínima tensão que aconteceu foi provavelmente causada pela pressão digital aplicada e por causa da pressão hidrostática do cimento durante a cimentação. Houve alta tensão após cimentação na região ativa dos pinos rosqueáveis (STANDLEE; CAPUTO, 1992; YAMAN; THORSTEINSSON, 1992; COHEN; MUSIKANT; DEUTSCH, 1994; MENTINK *et al.*, 1998). Essa alta tensão observada ocorreu porque o pino rosqueável produz efeito de “parafuso”, sendo as roscas inseridas na dentina causando maior tensão no pico das cristas onde o pino está mais inserido na dentina.

Com base nos dados da tabela 3 e 4, pode observar que as tensões com carregamento axial e oblíquo concentraram-se mais no terço apical do pino, assim como ocorreu no trabalho de Genovese *et al.* (2005) que observaram maiores valores na ponta dos pinos quando utilizou pino de fibra de vidro, pino de fibra de carbono e pino metálico fundido. O efeito de alavanca pode ser evidenciado pela maior concentração de tensão no terço apical dos pinos, o que foi observado com todos os pinos quando submetidos a cargas, porém esse efeito foi diminuído nos pinos de fibra de vidro e carbono.

A tensão encontrada com carregamento axial e oblíquo em todas as localizações do G2 não diferiram estatisticamente, o que vem de acordo com trabalho de Caputo e Hokama (1984) que relataram que a tensão transmitida à estrutura de suporte foi uniforme ao longo de todo o pino. Fernandes *et al.* (2003) relatam que os pinos rosqueáveis mostram maior retenção, mas podem aumentar a tensão indesejável na raiz (FERNANDES; SHETTY; COUTINHO, 2003) como ocorreu em vários trabalhos (STANDLEE *et al.*, 1972; CAPUTO; HOKAMA, 1984; ROLF; PARKER; PELLEU, 1992) e no grupo de pino rosqueável (G2) que gerou maior tensão nas roscas por todo comprimento do pino quando comparado com os outros grupos (Tabela 5 e 6).

Essa maior tensão encontrada no G2 com carregamento axial e oblíquo pode ter ocorrido porque a tensão que ocorre durante a inserção dos pinos não é dissipada com o tempo (MUSIKANT; DEUTSCH, 1984), portanto quanto maior é a tensão após a cimentação, maior é a tensão acumulada no dente quando este está em função.

Nesse experimento (Tabela 5 e 6), a tensão na dentina observada com carregamento axial e oblíquo no grupo de pino metálico fundido (G1) foi maior no terço apical do pino por causa do alto módulo de elasticidade dos pinos metálicos que tornam o sistema rígido, capaz de resistir às forças sem distorção, mas incapaz de absorver o estresse (SIDOLI; KING; SETCHELL, 1997; ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002) transferindo a tensão para substrato menos rígido (dentina). Resultados iguais a esse foram observados em outros estudos (REINHARDT *et al.*, 1983; YAMAN; THORSTEINSSON, 1992; COHEN *et al.*, 1996; YANG *et al.*, 2001; ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002; GENOVESE; LAMBERTI; PAPPALLETTERE, 2005; NAKAMURA *et al.*, 2006; OKADA *et al.*, 2008). O estudo de Holmes *et al.* (1996) contradiz esse achado por encontrar concentração da tensão mais no terço cervical e médio da raiz num modelo de canino inferior com carga oblíqua por vestibular.

Pegoretti *et al.* (2002) afirma que o alto módulo de elasticidade dos pinos metálicos podem criar concentração de tensão na interface pino-dentina e Akkayan e Gulmez (2002) afirmam que essa excessiva concentração da tensão proveniente de cargas funcionais ao redor da ponta dos pinos pode resultar em fraturas radiculares catastróficas. A maior tensão que ocorre no terço apical dos pinos nesse experimento pode ser relacionada com as frequentes fraturas radiculares que

ocorrem nos dentes que utilizam pinos metálicos fundidos (SIDOLI; KING; SETCHELL, 1997; FRAGA *et al.*, 1998; MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998; SIRIMAI; RIIS; MORGANO, 1999; ESKITASCIOGLU; BELLI; KALKAN, 2002; ABDUL SALAM *et al.*, 2006; GU; KERN, 2006; MARTELLI JR, 2006; MACCARI *et al.*, 2007). Em seu estudo clínico Balkenhol *et al.* (2007) também mostra ocorrência de fratura radicular com pino metálico fundido. A fratura radicular pode acontecer devido a alta rigidez do pino metálico fundido, fazendo com que a tensão se concentre dentro da raiz.

O G3 (pino de fibra de carbono) mostrou maior valor de tensão no terço apical do pino (vestibular e palatino), mas maior valor foi na L6 (terço apical vestibular) que diferiu estatisticamente dos terço médio e cervical. Esse achado também pode ser visto no trabalho de Cohen *et al.* (1999) que mostrou através da resina fotoelástica modelos de tensão assimétricos e desnivelados concentrando mais apicalmente com pino de fibra de carbono.

O ideal é reduzir a tensão radicular ao mínimo e o módulo de elasticidade dos pinos ser similar com o da dentina para permitir redução da concentração de tensão na interface dentina-pino e as forças poderem ser mais uniformemente transferidas para raiz (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999; BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006). As tensões observadas no presente trabalho com pino de fibra foram menores e melhor distribuídas. A melhor distribuição da tensão pode ser observada pela coloração difusa das franjas em certos locais que foram causadas pela sobreposição das imagens devido a visualização do modelo em duas dimensões e pelas áreas de transparência que de acordo com Mentink *et al.* (1998) também indicam desenvolvimento mínimo de tensão. No trabalho de Albuquerque *et al.* (2003) os pinos de fibra de carbono também introduziram menor nível de concentração de tensão. A maior flexibilidade com menor tenacidade dos pinos de fibra de carbono promovem uma distribuição mais uniforme da tensão no dente, diminuindo o risco de ocorrer fratura radicular (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999). Esse fato pode ser observado nos estudos clínicos de Fredriksson *et al.* (1998) que avaliou o comportamento de dentes restaurados com pino de fibra de carbono e após 2 a 3 anos, nenhum dente mostrou fratura radicular, e estudo de Mannocci *et al.* (2002) que não registrou falhas relacionadas com fratura da raiz e pino após 3 anos de avaliação clínica com dentes restaurados com pino de fibra de carbono e estudos laboratoriais de Dean *et al.* (1998) onde não foi observado fratura radicular nos e estudos *in vitro* que demonstram ainda que dentes

restaurados com pino de fibra de carbono fraturam mais no núcleo de resina ou coroa (SIDOLI; KING; SETCHELL, 1997; MARTINEZ-INSUA *et al.*, 1998). Resultados diferentes destes foram encontrados por Hu *et al.* (2003) que mostraram não haver diferença no modo de falha de pino metálico fundido, pino de aço inoxidável, pino de fibra de carbono e pino cerâmico, sendo que em todos os grupos ocorreram fraturas no terço cervical da raiz.

Assim como na presente pesquisa mínimos valores de tensão foram encontrados na análise de elemento finito quando utilizaram pino de fibra de vidro (SORRENTINO *et al.*, 2007) e não foi encontrada concentração de tensão (BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006). Diferente desta pesquisa que encontrou maiores valores de tensão na ponta do pino, Sorrentino *et al.* (2007) encontraram maior concentração de tensão na região cervical, mesmos resultados com concentração de tensão na cervical com pino de fibra de vidro foi encontrado por Okada *et al.* (2008) que não observaram concentração ao redor da ponta do pino e observaram tensão dispersando ao longo do pino.

O pino de fibra de vidro apresenta tenacidade (LANZA *et al.*, 2005; PLOTINO *et al.*, 2007) e módulo de elasticidade (GENOVESE; LAMBERTI; PAPPALLETTERE, 2005) mais similar com a dentina do que o pino de fibra de carbono. A exceção da margem cervical induz tensões similares ao dente natural (PEGORETTI *et al.*, 2002), dente restaurado sem pino e dente restaurado somente com coroa sem pino (SORRENTINO *et al.*, 2007). A indução da tensão dos dentes restaurados com pino de fibra de vidro foi igual do dente tratado endodonticamente sem pino (TOKSAVUL *et al.*, 2006). Nesse trabalho os valores de tensão (Tabela 5 e 6) no grupo de pino de fibra de vidro (G4) foram mais baixos que os encontrados no grupo de pino de fibra de carbono (G3) e assim como no pino de fibra de carbono as tensões foram menores e melhor distribuídas. A melhor distribuição das tensões diminuem o risco de fratura radicular (ASMUSSEN; PEUTZFELDT; HEITMANN, 1999) como pode ser observado em muitos estudos que demonstram que as fraturas que ocorrem nos dentes que utilizam pinos de fibra e vidro são favoráveis, ou seja, passíveis de reparo (AKKAYAN; GULMEZ, 2002). Alguns estudos que mostram somente fraturas no núcleo de resina e pino, sem fratura radicular ou do pino (MACCARI; CONCEICAO; NUNES, 2003; BARJAU-ESCRIBANO *et al.*, 2006; MACCARI *et al.*, 2007), Mesmo quando os dentes tinham paredes dentinárias desgastadas em excesso (condutos extremamente alargados e comprometidos) a

maioria das fraturas foram favoráveis, ou seja, fraturas coronárias próxima à crista marginal óssea, as quais possibilitam a recuperação da porção radicular por meio de um tracionamento ou aumento de coroa clínica (MARTELLI JR, 2006; OLIVEIRA, 2006). Estudo clínico de Naumann *et al.* (2005) que avaliaram o modo de falha de pino de fibra de vidro e observou que após 2 anos somente 11.4% dos dentes restaurados com pino de fibra de vidro falharam porém a maioria foi perda de retenção e fratura do pino, passível de restauração. Portanto é nítido o fato de que os pinos intrarradiculares de fibra de vidro proporcionam uma distribuição melhor das tensões geradas quando cargas mastigatórias são impostas.

A utilização de pinos modificados por resina ou pino anatômico, que reproduz exatamente a morfologia do canal foi proposta por Grandini *et al.* em 2003. Os autores justificam essa técnica pela diminuição da camada de cimento necessária para cimentação, contendo dessa maneira a polimerização do material resinoso e estresse determinado por ela, reduzindo ainda o número de bolhas no cimento, favorecendo a retenção do pino e prevenindo falhas adesivas, mas relatam que a eficácia da técnica deve ser avaliada em estudos clínicos longitudinais.

Comparando (Tabela 5 e 6) o pino de fibra de vidro (G4) com pino de fibra de carbono (G3) e pino de fibra de vidro modificado por resina (G5) foi observado maior concentração de tensão na vestibular (L4) do G3 e G5 do que do G4 corroborando com Lanza *et al.* (2005) que verificou maior concentração de tensão na vestibular com pino de fibra de carbono comparado com pino de fibra de vidro, relatando que se deu provavelmente porque o pino de fibra de vidro tinha menor tenacidade que o pino de fibra de carbono. Quando utiliza resina composta incorporada no pino de fibra de vidro há diminuição da quantidade de cimento resinoso em virtude do aumento da quantidade de resina. Sendo o módulo de elasticidade (módulo de Young) da resina maior que o do cimento (GENOVESE; LAMBERTI; PAPPALLETTERE, 2005), supõe que o sistema (resina + pino + cimento) também é mais rígido que o sistema de pino de fibra de vidro (pino + cimento). Essa maior rigidez vem de acordo com trabalho de Kaizer (2006) que observou que o valor de resistência à fratura dos pinos anatômicos foram próximos daquele alcançado com pinos metálicos fundidos, porém a maioria das falhas observadas com a utilização dos pinos anatômicos foram reparáveis.

Os resultados obtidos neste estudo (Tabela 5 e 6) indicam que os pinos de fibra de vidro, carbono e fibra de vidro modificado por resina induzem tensão menor

e melhor distribuída na dentina radicular do que o pino metálico fundido e o pino rosqueável. O pino de fibra de vidro por possuir módulo de elasticidade ainda mais próximo da dentina é mais favorável que pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro modificado por resina. Deve-se observar que o pino de fibra de vidro em relação ao pino de fibra de vidro modificado por resina, apresenta técnica mais fácil de ser executada e despende menor tempo clínico.

O baixo valor de tensão nos grupos G1, G3, G4, e G5 encontrados na presente pesquisa vem em contradição aos trabalhos de Pierrisnard *et al.* (2002), Albuquerque *et al.* (2003) e Ferrari *et al.* (2008) que observaram alta incidência de tensão na região cervical com pino metálico fundido, pino de fibra de carbono e pino de fibra de vidro. Essa diferença de resultados pode ter ocorrido porque neste trabalho foi avaliado somente as tensões provenientes do pino sem considerar as tensões provenientes do núcleo, avaliando apenas a porção radicular do pino sem as interferências da porção coronal que podem variar em função do material do núcleo (YAMAN; THORSTEINSSON, 1992). Outro trabalho (CAPUTO; HOKAMA, 1984) também verificou alta concentração de tensão na região de contato da porção coronária do pino com superfície dentária utilizando cargas axial e oblíqua, porém se deu porque essa tensão aconteceu na região de contato da porção coronal metálica do pino com a superfície do dente simulado em resina fotoelástica.

Uma limitação deste estudo é a ausência da coroa, sendo a carga aplicada diretamente no núcleo, o que poderia produzir um efeito biomecânico diferente. Porém estudo de Cooney, Caputo e Trabert (1986) avaliando a tensão através da resina fotoelástica aplicando cargas diretamente nos pinos e depois nos núcleos confeccionados em resina concluiu que a distribuição da tensão foi similar, porém com menor intensidade no grupo com núcleo de resina

O pino ideal deve prover retenção ao núcleo e a coroa e transferir as forças mastigatórias incidentes de forma estratégica que não induza a suscetibilidade de fratura radicular e a tensão transferida deveria ser idealmente uniforme e de baixa intensidade (MORGANO; BRACKETT, 1999), simulando o dente natural. Verificou que o pino de fibra de vidro foi o que apresentou melhores propriedades biomecânicas.

7 CONCLUSÕES

Com base nos resultados desta pesquisa e de acordo com a metodologia utilizada, as hipóteses nulas (H_0) anteriormente propostas foram rejeitadas e pode-se concluir que há diferença na localização e intensidade da tensão gerada na parede intrarradicular durante carregamento axial ou oblíquo entre os diversos tipos de pinos avaliados.

Observou-se também que:

- Os pinos metálicos fundidos, pinos de fibra de carbono, pinos de fibra de vidro e pinos de fibra de vidro modificado por resina de vidro mostraram mínima ou nenhuma tensão após cimentação;
- Os pinos rosqueáveis têm alta tensão após cimentação;
- Todos os pinos apresentaram alta tensão com carregamento axial e oblíquo no terço apical do pino;
- Com exceção do pino rosqueável, todos os pinos apresentaram baixa tensão com carregamento axial e oblíquo no terço cervical do pino;
- O pino de fibra de vidro foi o que apresentou melhores propriedades biomecânicas.

REFERÊNCIAS

ABDUL SALAM, S. N. *et al.* Cyclic loading of endodontically treated teeth restored with glass fibre and titanium alloy posts: fracture resistance and failure modes. **Eur J Prosthodont Restor Dent**, v.14, n.3, Sep, p.98-104. 2006.

AKKAYAN, B.; GULMEZ, T. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. **J Prosthet Dent**, v.87, n.4, Apr, p.431-437. 2002.

ALBUQUERQUE, R. C. *et al.* Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts. **J Oral Rehabil**, v.30, n.9, Sep, p.936-943. 2003.

ALVAREZ, E. D. ; STROHAECKER, T. R. . Equipamento de baixo custo para análise de tensões. **Revista de Física Aplicada e Instrumentação**, v.13, n.4, Dezembro, p.86-91. 1998.

ASMUSSEN, E.; PEUTZFELDT, A.; HEITMANN, T. Stiffness, elastic limit, and strength of newer types of endodontic posts. **J Dent**, v.27, n.4, May, p.275-278. 1999.

ASSIF, D.; GORFIL, C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, v.71, n.6, Jun, p.565-567. 1994.

BALKENHOL, M. *et al.* Survival time of cast post and cores: a 10-year retrospective study. **J Dent**, v.35, n.1, Jan, p.50-58. 2007.

BARJAU-ESCRIBANO, A. *et al.* Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. **Oper Dent**, v.31, n.1, Jan-Feb, p.47-54. 2006.

BATEMAN, G.; RICKETTS, D. N.; SAUNDERS, W. P. Fibre-based post systems: a review. **Br Dent J**, v.195, n.1, Jul 12, p.43-48; discussion 37. 2003.

BERGMAN, B. *et al.* Restorative and endodontic results after treatment with cast posts and cores. **J Prosthet Dent**, v.61, n.1, Jan, p.10-15. 1989.

CAPUTO, A. A.; HOKAMA, S. N. Retention and stress-distributing characteristics of a new dowel system. **J Prosthet Dent**, v.51, n.5, May, p.652-655. 1984.

COHEN, B. I. *et al.* Pilot study comparing the photoelastic stress distribution for four endodontic post systems. **J Oral Rehabil**, v.23, n.10, Oct, p.679-685. 1996.

COHEN, B. I.; MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S. Comparison of the photoelastic stress for a split-shank threaded post versus a threaded post. **J Prosthodont**, v.3, n.1, Mar, p.53-55. 1994.

COHEN, B. I. *et al.* Comparison of the retentive and photoelastic properties of two prefabricated endodontic post systems. **J Oral Rehabil**, v.26, n.6, Jun, p.488-494. 1999.

COONEY, J. P.; CAPUTO, A. A.; TRABERT, K. C. Retention and stress distribution of tapered-end endodontic posts. **J Prosthet Dent**, v.55, n.5, May, p.540-546. 1986.

DEAN, J. P.; JEANSONNE, B. G.; SARKAR, N. In vitro evaluation of a carbon fiber post. **J Endod**, v.24, n.12, Dec, p.807-810. 1998.

DIETSCHI, D. *et al.* Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature--Part 1. Composition and micro- and macrostructure alterations. **Quintessence Int**, v.38, n.9, Oct, p.733-743. 2007.

ESKITASCIOGLU, G.; BELLI, S.; KALKAN, M. Evaluation of two post core systems using two different methods (fracture strength test and a finite elemental stress analysis). **J Endod**, v.28, n.9, Sep, p.629-633. 2002.

FERNANDES, A. S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: a literature review. **J Prosthet Dent**, v.90, n.6, Dec, p.556-562. 2003.

FERRARI, M. *et al.* Non-linear viscoelastic finite element analysis of the effect of the length of glass fiber posts on the biomechanical behaviour of directly restored incisors and surrounding alveolar bone. **Dent Mater J**, v.27, n.4, Jul, p.485-498. 2008.

FOKKINGA, W. A. *et al.* In vitro fracture behavior of maxillary premolars with metal crowns and several post-and-core systems. **Eur J Oral Sci**, v.114, n.3, Jun, p.250-256. 2006.

FRAGA, R. C. *et al.* Fracture resistance of endodontically treated roots after restoration. **J Oral Rehabil**, v.25, n.11, Nov, p.809-813. 1998.

FREDRIKSSON, M. *et al.* A retrospective study of 236 patients with teeth restored by carbon fiber-reinforced epoxy resin posts. **J Prosthet Dent**, v.80, n.2, Aug, p.151-157. 1998.

GENOVESE, K.; LAMBERTI, L.; PAPPALETTERE, C. Finite element analysis of a new customized composite post system for endodontically treated teeth. **J Biomech**, v.38, n.12, Dec, p.2375-2389. 2005.

GRANDINI, S.; SAPIO, S.; SIMONETTI, M. Use of anatomic post and core for reconstructing an endodontically treated tooth: a case report. **J Adhes Dent**, v.5, n.3, Fall, p.243-247. 2003.

GU, X. H.; KERN, M. Fracture resistance of crowned incisors with different post systems and luting agents. **J Oral Rehabil**, v.33, n.12, Dec, p.918-923. 2006.

HOLMES, D. C.; DIAZ-ARNOLD, A. M.; LEARY, J. M. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. **J Prosthet Dent**, v.75, n.2, Feb, p.140-147. 1996.

HU, Y. H. *et al.* Fracture resistance of endodontically treated anterior teeth restored with four post-and-core systems. **Quintessence Int**, v.34, n.5, May, p.349-353. 2003.

KAIZER, O.B. Avaliação da resistência à fratura de dentes com condutos alargados e reconstruídos com pinos de fibra de vidro pré-fabricados (associado a pinos

acessórios ou fitas de fibras) ou com pinos anatômicos. 173p. Tese (Doutorado em Odontologia), Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, Bauru, 2006.

LANZA, A. *et al.* 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. **Dent Mater**, v.21, n.8, Aug, p.709-715. 2005.

MACCARI, P. C.; CONCEICAO, E. N.; NUNES, M. F. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with three different prefabricated esthetic posts. **J Esthet Restor Dent**, v.15, n.1, p.25-30; discussion 31. 2003.

MACCARI, P. C. *et al.* Fracture strength of endodontically treated teeth with flared root canals and restored with different post systems. **J Esthet Restor Dent**, v.19, n.1, p.30-36; discussion 37. 2007.

MANNOCCI, F. *et al.* Three-year clinical comparison of survival of endodontically treated teeth restored with either full cast coverage or with direct composite restoration. **J Prosthet Dent**, v.88, n.3, Sep, p.297-301. 2002.

MARTELLI JR, H. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos de fibra de vidro acessórios. 66p. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2006.

MARTINEZ-INSUA, A. *et al.* Comparison of the fracture resistances of pulpless teeth restored with a cast post and core or carbon-fiber post with a composite core. **J Prosthet Dent**, v.80, n.5, Nov, p.527-532. 1998.

MENTINK, A. G. *et al.* Qualitative assessment of stress distribution during insertion of endodontic posts in photoelastic material. **J Dent**, v.26, n.2, Mar, p.125-131. 1998.

MITSUI, F. H. *et al.* In vitro study of fracture resistance of bovine roots using different intraradicular post systems. **Quintessence Int**, v.35, n.8, Sep, p.612-616. 2004.

MORFIS, A. S. Vertical root fractures. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.69, n.5, May, p.631-635. 1990.

MORGANO, S. M.; BRACKETT, S. E. Foundation restorations in fixed prosthodontics: current knowledge and future needs. **J Prosthet Dent**, v.82, n.6, Dec, p.643-657. 1999.

MUSIKANT, B. L.; DEUTSCH, A. S. A new prefabricated post and core system. **J Prosthet Dent**, v.52, n.5, Nov, p.631-634. 1984.

NAKAMURA, T. *et al.* Stress analysis of endodontically treated anterior teeth restored with different types of post material. **Dent Mater J**, v.25, n.1, Mar, p.145-150. 2006.

NAUMANN, M.; BLANKENSTEIN, F.; DIETRICH, T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years-an observational clinical study. **J Dent**, v.33, n.4, Apr, p.305-312. 2005.

NEWMAN, M. P. *et al.* Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. **J Prosthet Dent**, v.89, n.4, Apr, p.360-367. 2003.

OKADA, D. *et al.* Stress distribution in roots restored with different types of post systems with composite resin. **Dent Mater J**, v.27, n.4, Jul, p.605-611. 2008.

OLIVEIRA, RAPHAEL RICARDO DE. Resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com pinos e núcleo coronário de fibra de vidro. 71p. Dissertação (Mestrado em Odontologia), Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2006.

PEGORETTI, A. *et al.* Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. **Biomaterials**, v.23, n.13, Jul, p.2667-2682. 2002.

PIERRISNARD, L. *et al.* Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. **J Prosthet Dent**, v.88, n.4, Oct, p.442-448. 2002.

PLOTINO, G. *et al.* Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. **Dent Mater**, v.23, n.9, Sep, p.1129-1135. 2007.

POST, D. Photoelasticity. In:Doyle, J. F.; Phillips, J.W. (Ed.). **Manual on Experimental Stress Analysis**. 5.ed. Society for Experimental Mechanics, 1989. cap. 6.

QUALTROUGH, A. J.; MANNOCCI, F. Tooth-colored post systems: a review. **Oper Dent**, v.28, n.1, Jan-Feb, p.86-91. 2003.

REINHARDT, R. A. *et al.* Dentin stresses in post-reconstructed teeth with diminishing bone support. **J Dent Res**, v.62, n.9, Sep, p.1002-1008. 1983.

ROLF, K. C.; PARKER, M. W.; PELLEU, G. B. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a photoelastic study. **Oper Dent**, v.17, n.3, May-Jun, p.86-92. 1992.

SCHWARTZ, R. S.; ROBBINS, J. W. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. **J Endod**, v.30, n.5, May, p.289-301. 2004.

SIDOLI, G. E.; KING, P. A.; SETCHELL, D. J. An in vitro evaluation of a carbon fiber-based post and core system. **J Prosthet Dent**, v.78, n.1, Jul, p.5-9. 1997.

SIRIMAI, S.; RIIS, D. N.; MORGANO, S. M. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. **J Prosthet Dent**, v.81, n.3, Mar, p.262-269. 1999.

SORRENTINO, R. *et al.* Three-dimensional finite element analysis of strain and stress distributions in endodontically treated maxillary central incisors restored with different post, core and crown materials. **Dent Mater**, v.23, n.8, Aug, p.983-993. 2007.

STANDLEE, J. P.; CAPUTO, A. A. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. **J Prosthet Dent**, v.68, n.3, Sep, p.436-442. 1992.

STANDLEE, J. P. *et al.* Analysis of stress distribution by endodontic posts. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol**, v.33, n.6, Jun, p.952-960. 1972.

STOCKTON, L. W. Factors affecting retention of post systems: a literature review. **J Prosthet Dent**, v.81, n.4, Apr, p.380-385. 1999.

TOKSAVUL, S. *et al.* Analysis of dentinal stress distribution of maxillary central incisors subjected to various post-and-core applications. **Oper Dent**, v.31, n.1, Jan-Feb, p.89-96. 2006.

TOPARLI, M. Stress analysis in a post-restored tooth utilizing the finite element method. **J Oral Rehabil**, v.30, n.5, May, p.470-476. 2003.

YAMAN, P.; THORSTEINSSON, T. S. Effect of core materials on stress distribution of posts. **J Prosthet Dent**, v.68, n.3, Sep, p.416-420. 1992.

YANG, H. S. *et al.* The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. **J Prosthet Dent**, v.85, n.6, Jun, p.558-567. 2001.

ANEXOS

ANÁLISE ESTATÍSTICA

1 PARTE

22/10/2008 15:14:46

General Linear Model: obliquo versus pino; local

Factor	Type	Levels	Values
pino	fixed	5	1; 2; 3; 4; 5
local	fixed	6	1; 2; 3; 4; 5; 6

Analysis of Variance for obliquo, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
pino	4	57,2517	57,2517	14,3129	55,58	0,000
local	5	33,0921	33,0921	6,6184	25,70	0,000
pino*local	20	5,7683	5,7683	0,2884	1,12	0,339
Error	120	30,9000	30,9000	0,2575		
Total	149	127,0121				

S = 0,507445 R-Sq = 75,67% R-Sq(adj) = 69,79%

Unusual Observations for obliquo

Obs	obliquo	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
3	0,00000	1,15000	0,22694	-1,15000	-2,53 R
15	2,50000	1,15000	0,22694	1,35000	2,97 R
70	1,50000	0,30000	0,22694	1,20000	2,64 R
123	2,00000	0,70000	0,22694	1,30000	2,86 R
130	1,50000	0,30000	0,22694	1,20000	2,64 R
138	0,00000	1,70000	0,22694	-1,70000	-3,75 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

Tukey Simultaneous Tests

Response Variable obliquo

All Pairwise Comparisons among Levels of pino

pino = 1 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	1,4250	0,1310	10,876	0,0000
3	-0,0250	0,1310	-0,191	0,9997
4	-0,2917	0,1310	-2,226	0,1772
5	-0,0750	0,1310	-0,572	0,9788

pino = 2 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	-1,450	0,1310	-11,07	0,0000
4	-1,717	0,1310	-13,10	0,0000
5	-1,500	0,1310	-11,45	0,0000

pino = 3 subtracted from:

	Difference	SE of	Adjusted
--	------------	-------	----------

pino	of Means	Difference	T-Value	P-Value
4	-0,2667	0,1310	-2,035	0,2557
5	-0,0500	0,1310	-0,382	0,9954

pino = 4 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	0,2167	0,1310	1,654	0,4665

Tukey Simultaneous Tests

Response Variable obliquo

All Pairwise Comparisons among Levels of local

local = 1 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	-0,04000	0,1435	-0,2787	0,9998
3	0,55000	0,1435	3,8320	0,0028
4	0,12000	0,1435	0,8361	0,9602
5	-0,02000	0,1435	-0,1393	1,0000
6	1,26000	0,1435	8,7788	0,0000

local = 2 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	0,59000	0,1435	4,1107	0,0010
4	0,16000	0,1435	1,1148	0,8744
5	0,02000	0,1435	0,1393	1,0000
6	1,30000	0,1435	9,0575	0,0000

local = 3 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	-0,4300	0,1435	-2,996	0,0382
5	-0,5700	0,1435	-3,971	0,0017
6	0,7100	0,1435	4,947	0,0000

local = 4 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	-0,1400	0,1435	-0,9754	0,9249
6	1,1400	0,1435	7,9428	0,0000

local = 5 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
6	1,280	0,1435	8,918	0,0000

Tukey Simultaneous Tests

Response Variable obliquo

All Pairwise Comparisons among Levels of pino*local

pino = 1

local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
1	3	0,9500	0,3209	2,9601	0,4288
1	4	-0,0000	0,3209	-0,0000	1,0000
1	5	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
1	6	1,2000	0,3209	3,7391	0,0682
2	1	1,7000	0,3209	5,2970	0,0003
2	2	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
2	3	2,1000	0,3209	6,5434	0,0001
2	4	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
2	5	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
2	6	2,1000	0,3209	6,5434	0,0001
3	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
3	2	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
3	3	0,4000	0,3209	1,2464	1,0000
3	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
3	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
3	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
4	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	3	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	4	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	6	1,0000	0,3209	3,1159	0,3212
5	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	3	0,5000	0,3209	1,5579	0,9993
5	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
5	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	6	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028

pino = 1
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	3	1,15000	0,3209	3,58327	0,1060
1	4	0,20000	0,3209	0,62318	1,0000
1	5	0,20000	0,3209	0,62318	1,0000
1	6	1,40000	0,3209	4,36224	0,0088
2	1	1,90000	0,3209	5,92018	0,0001
2	2	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003
2	3	2,30000	0,3209	7,16653	0,0001
2	4	1,80000	0,3209	5,60859	0,0001
2	5	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003
2	6	2,30000	0,3209	7,16653	0,0001
3	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
3	2	0,20000	0,3209	0,62318	1,0000
3	3	0,60000	0,3209	1,86953	0,9889
3	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
3	5	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
3	6	1,80000	0,3209	5,60859	0,0001
4	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
4	2	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
4	3	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	4	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	5	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
4	6	1,20000	0,3209	3,73906	0,0682
5	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	2	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 1
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	4	-0,950	0,3209	-2,960	0,4288
1	5	-0,950	0,3209	-2,960	0,4288
1	6	0,250	0,3209	0,779	1,0000
2	1	0,750	0,3209	2,337	0,8668
2	2	0,550	0,3209	1,714	0,9968
2	3	1,150	0,3209	3,583	0,1060
2	4	0,650	0,3209	2,025	0,9694
2	5	0,550	0,3209	1,714	0,9968
2	6	1,150	0,3209	3,583	0,1060
3	1	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
3	2	-0,950	0,3209	-2,960	0,4288
3	3	-0,550	0,3209	-1,714	0,9968
3	4	-0,850	0,3209	-2,649	0,6674
3	5	-1,050	0,3209	-3,272	0,2307
3	6	0,650	0,3209	2,025	0,9694
4	1	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
4	2	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
4	3	-1,050	0,3209	-3,272	0,2307
4	4	-1,050	0,3209	-3,272	0,2307
4	5	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
4	6	0,050	0,3209	0,156	1,0000
5	1	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
5	2	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
5	3	-0,450	0,3209	-1,402	0,9999
5	4	-0,850	0,3209	-2,649	0,6674
5	5	-1,150	0,3209	-3,583	0,1060
5	6	0,550	0,3209	1,714	0,9968

pino = 1
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	5	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
1	6	1,2000	0,3209	3,7391	0,0682
2	1	1,7000	0,3209	5,2970	0,0003
2	2	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
2	3	2,1000	0,3209	6,5434	0,0001
2	4	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
2	5	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
2	6	2,1000	0,3209	6,5434	0,0001
3	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
3	2	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
3	3	0,4000	0,3209	1,2464	1,0000
3	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
3	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
3	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
4	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	3	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	4	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	6	1,0000	0,3209	3,1159	0,3212
5	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	3	0,5000	0,3209	1,5579	0,9993
5	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
5	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	6	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028

pino = 1

local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	6	1,2000	0,3209	3,7391	0,0682
2	1	1,7000	0,3209	5,2970	0,0003
2	2	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
2	3	2,1000	0,3209	6,5434	0,0001
2	4	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
2	5	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
2	6	2,1000	0,3209	6,5434	0,0001
3	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
3	2	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
3	3	0,4000	0,3209	1,2464	1,0000
3	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
3	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
3	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
4	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	3	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	4	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	6	1,0000	0,3209	3,1159	0,3212
5	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	3	0,5000	0,3209	1,5579	0,9993
5	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
5	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	6	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028

pino = 1

local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	1	0,500	0,3209	1,558	0,9993
2	2	0,300	0,3209	0,935	1,0000
2	3	0,900	0,3209	2,804	0,5474
2	4	0,400	0,3209	1,246	1,0000
2	5	0,300	0,3209	0,935	1,0000
2	6	0,900	0,3209	2,804	0,5474
3	1	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
3	2	-1,200	0,3209	-3,739	0,0682
3	3	-0,800	0,3209	-2,493	0,7772
3	4	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
3	5	-1,300	0,3209	-4,051	0,0258
3	6	0,400	0,3209	1,246	1,0000
4	1	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
4	2	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
4	3	-1,300	0,3209	-4,051	0,0258
4	4	-1,300	0,3209	-4,051	0,0258
4	5	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
4	6	-0,200	0,3209	-0,623	1,0000
5	1	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
5	2	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
5	3	-0,700	0,3209	-2,181	0,9306
5	4	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
5	5	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
5	6	0,300	0,3209	0,935	1,0000

pino = 2

local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	2	-0,200	0,3209	-0,623	1,0000

2	3	0,400	0,3209	1,246	1,0000
2	4	-0,100	0,3209	-0,312	1,0000
2	5	-0,200	0,3209	-0,623	1,0000
2	6	0,400	0,3209	1,246	1,0000
3	1	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
3	2	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
3	3	-1,300	0,3209	-4,051	0,0258
3	4	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
3	5	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
3	6	-0,100	0,3209	-0,312	1,0000
4	1	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
4	2	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
4	3	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	4	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	5	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
4	6	-0,700	0,3209	-2,181	0,9306
5	1	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
5	2	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
5	3	-1,200	0,3209	-3,739	0,0682
5	4	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
5	5	-1,900	0,3209	-5,920	0,0001
5	6	-0,200	0,3209	-0,623	1,0000

pino = 2
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	3	0,600	0,3209	1,870	0,9889
2	4	0,100	0,3209	0,312	1,0000
2	5	-0,000	0,3209	-0,000	1,0000
2	6	0,600	0,3209	1,870	0,9889
3	1	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
3	2	-1,500	0,3209	-4,674	0,0028
3	3	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
3	4	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
3	5	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
3	6	0,100	0,3209	0,312	1,0000
4	1	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	2	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	3	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
4	4	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
4	5	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	6	-0,500	0,3209	-1,558	0,9993
5	1	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
5	2	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
5	3	-1,000	0,3209	-3,116	0,3212
5	4	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
5	5	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
5	6	-0,000	0,3209	-0,000	1,0000

pino = 2
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	4	-0,500	0,3209	-1,558	0,9993
2	5	-0,600	0,3209	-1,870	0,9889
2	6	-0,000	0,3209	-0,000	1,0000
3	1	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
3	2	-2,100	0,3209	-6,543	0,0001
3	3	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
3	4	-2,000	0,3209	-6,232	0,0001
3	5	-2,200	0,3209	-6,855	0,0001
3	6	-0,500	0,3209	-1,558	0,9993
4	1	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001

4	2	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
4	3	-2,200	0,3209	-6,855	0,0001
4	4	-2,200	0,3209	-6,855	0,0001
4	5	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
4	6	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
5	1	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
5	2	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
5	3	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
5	4	-2,000	0,3209	-6,232	0,0001
5	5	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
5	6	-0,600	0,3209	-1,870	0,9889

pino = 2
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	5	-0,100	0,3209	-0,312	1,0000
2	6	0,500	0,3209	1,558	0,9993
3	1	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
3	2	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
3	3	-1,200	0,3209	-3,739	0,0682
3	4	-1,500	0,3209	-4,674	0,0028
3	5	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
3	6	-0,000	0,3209	-0,000	1,0000
4	1	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	2	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	3	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	4	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	5	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	6	-0,600	0,3209	-1,870	0,9889
5	1	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
5	2	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
5	3	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
5	4	-1,500	0,3209	-4,674	0,0028
5	5	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
5	6	-0,100	0,3209	-0,312	1,0000

pino = 2
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	6	0,600	0,3209	1,870	0,9889
3	1	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
3	2	-1,500	0,3209	-4,674	0,0028
3	3	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
3	4	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
3	5	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
3	6	0,100	0,3209	0,312	1,0000
4	1	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	2	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	3	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
4	4	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
4	5	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	6	-0,500	0,3209	-1,558	0,9993
5	1	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
5	2	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
5	3	-1,000	0,3209	-3,116	0,3212
5	4	-1,400	0,3209	-4,362	0,0088
5	5	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
5	6	-0,000	0,3209	-0,000	1,0000

pino = 2
local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	1	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
3	2	-2,100	0,3209	-6,543	0,0001
3	3	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
3	4	-2,000	0,3209	-6,232	0,0001
3	5	-2,200	0,3209	-6,855	0,0001
3	6	-0,500	0,3209	-1,558	0,9993
4	1	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
4	2	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
4	3	-2,200	0,3209	-6,855	0,0001
4	4	-2,200	0,3209	-6,855	0,0001
4	5	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
4	6	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
5	1	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
5	2	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
5	3	-1,600	0,3209	-4,985	0,0009
5	4	-2,000	0,3209	-6,232	0,0001
5	5	-2,300	0,3209	-7,167	0,0001
5	6	-0,600	0,3209	-1,870	0,9889

pino = 3
local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	2	0,20000	0,3209	0,62318	1,0000
3	3	0,60000	0,3209	1,86953	0,9889
3	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
3	5	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
3	6	1,80000	0,3209	5,60859	0,0001
4	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
4	2	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
4	3	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	4	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
4	6	1,20000	0,3209	3,73906	0,0682
5	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	2	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 3
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	3	0,4000	0,3209	1,2464	1,0000
3	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
3	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
3	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009
4	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	3	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	4	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	6	1,0000	0,3209	3,1159	0,3212
5	1	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	2	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	3	0,5000	0,3209	1,5579	0,9993
5	4	0,1000	0,3209	0,3116	1,0000
5	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
5	6	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028

pino = 3
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	4	-0,3000	0,3209	-0,935	1,0000
3	5	-0,5000	0,3209	-1,558	0,9993
3	6	1,2000	0,3209	3,739	0,0682
4	1	-0,6000	0,3209	-1,870	0,9889
4	2	-0,6000	0,3209	-1,870	0,9889
4	3	-0,5000	0,3209	-1,558	0,9993
4	4	-0,5000	0,3209	-1,558	0,9993
4	5	-0,6000	0,3209	-1,870	0,9889
4	6	0,6000	0,3209	1,870	0,9889
5	1	-0,6000	0,3209	-1,870	0,9889
5	2	-0,6000	0,3209	-1,870	0,9889
5	3	0,1000	0,3209	0,312	1,0000
5	4	-0,3000	0,3209	-0,935	1,0000
5	5	-0,6000	0,3209	-1,870	0,9889
5	6	1,1000	0,3209	3,427	0,1592

pino = 3
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	5	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
3	6	1,5000	0,3209	4,6738	0,0028
4	1	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
4	2	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
4	3	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	4	-0,2000	0,3209	-0,6232	1,0000
4	5	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
4	6	0,9000	0,3209	2,8043	0,5474
5	1	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
5	2	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
5	3	0,4000	0,3209	1,2464	1,0000
5	4	-0,0000	0,3209	-0,0000	1,0000
5	5	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
5	6	1,4000	0,3209	4,3622	0,0088

pino = 3
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	6	1,7000	0,3209	5,2970	0,0003
4	1	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	2	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	3	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
4	4	0,0000	0,3209	0,0000	1,0000
4	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	6	1,1000	0,3209	3,4275	0,1592
5	1	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	2	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	3	0,6000	0,3209	1,8695	0,9889
5	4	0,2000	0,3209	0,6232	1,0000
5	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009

pino = 3
local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	1	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	2	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	3	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	4	-1,700	0,3209	-5,297	0,0003
4	5	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
4	6	-0,600	0,3209	-1,870	0,9889
5	1	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
5	2	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
5	3	-1,100	0,3209	-3,427	0,1592
5	4	-1,500	0,3209	-4,674	0,0028
5	5	-1,800	0,3209	-5,609	0,0001
5	6	-0,100	0,3209	-0,312	1,0000

pino = 4
local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	2	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
4	3	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	4	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
4	6	1,20000	0,3209	3,73906	0,0682
5	1	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	2	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 4
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	3	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	4	0,10000	0,3209	0,31159	1,0000
4	5	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
4	6	1,20000	0,3209	3,73906	0,0682
5	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	2	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 4
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	4	-0,0000	0,3209	-0,0000	1,0000
4	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	6	1,1000	0,3209	3,4275	0,1592
5	1	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	2	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	3	0,6000	0,3209	1,8695	0,9889
5	4	0,2000	0,3209	0,6232	1,0000
5	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009

pino = 4

local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
4	6	1,1000	0,3209	3,4275	0,1592
5	1	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	2	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	3	0,6000	0,3209	1,8695	0,9889
5	4	0,2000	0,3209	0,6232	1,0000
5	5	-0,1000	0,3209	-0,3116	1,0000
5	6	1,6000	0,3209	4,9854	0,0009

pino = 4

local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	6	1,20000	0,3209	3,73906	0,0682
5	1	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	2	-0,00000	0,3209	-0,00000	1,0000
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 4

local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	1	-1,200	0,3209	-3,739	0,0682
5	2	-1,200	0,3209	-3,739	0,0682
5	3	-0,500	0,3209	-1,558	0,9993
5	4	-0,900	0,3209	-2,804	0,5474
5	5	-1,200	0,3209	-3,739	0,0682
5	6	0,500	0,3209	1,558	0,9993

pino = 5

local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	2	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 5

local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	3	0,70000	0,3209	2,18112	0,9306
5	4	0,30000	0,3209	0,93477	1,0000
5	5	0,00000	0,3209	0,00000	1,0000
5	6	1,70000	0,3209	5,29700	0,0003

pino = 5

local = 3 subtracted from:

	Difference	SE of	Adjusted
--	------------	-------	----------

pino	local	of Means	Difference	T-Value	P-Value
5	4	-0,4000	0,3209	-1,246	1,0000
5	5	-0,7000	0,3209	-2,181	0,9306
5	6	1,0000	0,3209	3,116	0,3212

pino = 5
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	5	-0,3000	0,3209	-0,9348	1,0000
5	6	1,4000	0,3209	4,3622	0,0088

pino = 5
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	6	1,700	0,3209	5,297	0,0003

2 PARTE

General Linear Model: reto versus pino; local

Factor	Type	Levels	Values
pino	fixed	5	1; 2; 3; 4; 5
local	fixed	6	1; 2; 3; 4; 5; 6

Analysis of Variance for reto, using Adjusted SS for Tests

Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
pino	4	53,6667	53,6667	13,4167	65,58	0,000
local	5	13,7621	13,7621	2,7524	13,45	0,000
pino*local	20	4,3233	4,3233	0,2162	1,06	0,404
Error	120	24,5500	24,5500	0,2046		
Total	149	96,3021				

S = 0,452309 R-Sq = 74,51% R-Sq(adj) = 68,35%

Unusual Observations for reto

Obs	reto	Fit	SE Fit	Residual	St Resid
6	1,50000	0,60000	0,20228	0,90000	2,22 R
50	2,50000	1,60000	0,20228	0,90000	2,22 R
82	1,50000	0,30000	0,20228	1,20000	2,97 R
93	2,00000	1,05000	0,20228	0,95000	2,35 R
117	0,00000	1,05000	0,20228	-1,05000	-2,60 R
126	1,50000	0,50000	0,20228	1,00000	2,47 R

R denotes an observation with a large standardized residual.

Tukey Simultaneous Tests

Response Variable reto

All Pairwise Comparisons among Levels of pino

pino = 1 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	1,3667	0,1168	11,702	0,0000
3	-0,0333	0,1168	-0,285	0,9985
4	-0,0583	0,1168	-0,499	0,9873
5	-0,3167	0,1168	-2,712	0,0581

pino = 2 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	-1,400	0,1168	-11,99	0,0000
4	-1,425	0,1168	-12,20	0,0000
5	-1,683	0,1168	-14,41	0,0000

pino = 3 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	-0,0250	0,1168	-0,214	0,9995
5	-0,2833	0,1168	-2,426	0,1155

pino = 4 subtracted from:

pino	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	-0,2583	0,1168	-2,212	0,1824

Tukey Simultaneous Tests

Response Variable reto

All Pairwise Comparisons among Levels of local

local = 1 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	0,000000	0,1279	0,00000	1,0000
3	0,730000	0,1279	5,70614	0,0000
4	0,040000	0,1279	0,31267	0,9996
5	0,080000	0,1279	0,62533	0,9889
6	0,600000	0,1279	4,68998	0,0001

local = 2 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	0,73000	0,1279	5,7061	0,0000
4	0,04000	0,1279	0,3127	0,9996
5	0,08000	0,1279	0,6253	0,9889
6	0,60000	0,1279	4,6900	0,0001

local = 3 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	-0,6900	0,1279	-5,393	0,0000
5	-0,6500	0,1279	-5,081	0,0000
6	-0,1300	0,1279	-1,016	0,9117

local = 4 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	0,04000	0,1279	0,3127	0,9996
6	0,56000	0,1279	4,3773	0,0004

local = 5 subtracted from:

local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
6	0,5200	0,1279	4,065	0,0012

Tukey Simultaneous Tests

Response Variable reto

All Pairwise Comparisons among Levels of pino*local

pino = 1

local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	2	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
1	3	1,2000	0,2861	4,1948	0,0159
1	4	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
1	5	0,3000	0,2861	1,0487	1,0000

1	6	0,4000	0,2861	1,3983	0,9999
2	1	1,4000	0,2861	4,8940	0,0012
2	2	1,4000	0,2861	4,8940	0,0012
2	3	1,8000	0,2861	6,2923	0,0001
2	4	1,5000	0,2861	5,2436	0,0003
2	5	1,6000	0,2861	5,5931	0,0001
2	6	2,0000	0,2861	6,9914	0,0001
3	1	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
3	2	0,0000	0,2861	0,0000	1,0000
3	3	0,7000	0,2861	2,4470	0,8060
3	4	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
3	5	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
3	6	0,8000	0,2861	2,7966	0,5534
4	1	0,0000	0,2861	0,0000	1,0000
4	2	0,0000	0,2861	0,0000	1,0000
4	3	0,8500	0,2861	2,9713	0,4205
4	4	0,0000	0,2861	0,0000	1,0000
4	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
4	6	0,5000	0,2861	1,7479	0,9957
5	1	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	2	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	3	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
5	4	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	6	0,3000	0,2861	1,0487	1,0000

pino = 1

local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	3	1,40000	0,2861	4,89399	0,0012
1	4	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
1	5	0,50000	0,2861	1,74785	0,9957
1	6	0,60000	0,2861	2,09742	0,9543
2	1	1,60000	0,2861	5,59313	0,0001
2	2	1,60000	0,2861	5,59313	0,0001
2	3	2,00000	0,2861	6,99141	0,0001
2	4	1,70000	0,2861	5,94270	0,0001
2	5	1,80000	0,2861	6,29227	0,0001
2	6	2,20000	0,2861	7,69055	0,0001
3	1	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
3	2	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
3	3	0,90000	0,2861	3,14614	0,3022
3	4	0,30000	0,2861	1,04871	1,0000
3	5	0,10000	0,2861	0,34957	1,0000
3	6	1,00000	0,2861	3,49571	0,1338
4	1	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	2	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	3	1,05000	0,2861	3,67049	0,0831
4	4	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	5	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
4	6	0,70000	0,2861	2,44699	0,8060
5	1	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	2	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	3	0,30000	0,2861	1,04871	1,0000
5	4	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	5	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	6	0,50000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 1

local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	4	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012

1	5	-0,900	0,2861	-3,146	0,3022
1	6	-0,800	0,2861	-2,797	0,5534
2	1	0,200	0,2861	0,699	1,0000
2	2	0,200	0,2861	0,699	1,0000
2	3	0,600	0,2861	2,097	0,9543
2	4	0,300	0,2861	1,049	1,0000
2	5	0,400	0,2861	1,398	0,9999
2	6	0,800	0,2861	2,797	0,5534
3	1	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
3	2	-1,200	0,2861	-4,195	0,0159
3	3	-0,500	0,2861	-1,748	0,9957
3	4	-1,100	0,2861	-3,845	0,0496
3	5	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045
3	6	-0,400	0,2861	-1,398	0,9999
4	1	-1,200	0,2861	-4,195	0,0159
4	2	-1,200	0,2861	-4,195	0,0159
4	3	-0,350	0,2861	-1,223	1,0000
4	4	-1,200	0,2861	-4,195	0,0159
4	5	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	6	-0,700	0,2861	-2,447	0,8060
5	1	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
5	2	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
5	3	-1,100	0,2861	-3,845	0,0496
5	4	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
5	5	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
5	6	-0,900	0,2861	-3,146	0,3022

pino = 1
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	5	0,50000	0,2861	1,74785	0,9957
1	6	0,60000	0,2861	2,09742	0,9543
2	1	1,60000	0,2861	5,59313	0,0001
2	2	1,60000	0,2861	5,59313	0,0001
2	3	2,00000	0,2861	6,99141	0,0001
2	4	1,70000	0,2861	5,94270	0,0001
2	5	1,80000	0,2861	6,29227	0,0001
2	6	2,20000	0,2861	7,69055	0,0001
3	1	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
3	2	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
3	3	0,90000	0,2861	3,14614	0,3022
3	4	0,30000	0,2861	1,04871	1,0000
3	5	0,10000	0,2861	0,34957	1,0000
3	6	1,00000	0,2861	3,49571	0,1338
4	1	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	2	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	3	1,05000	0,2861	3,67049	0,0831
4	4	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	5	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
4	6	0,70000	0,2861	2,44699	0,8060
5	1	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	2	0,00000	0,2861	0,00000	1,0000
5	3	0,30000	0,2861	1,04871	1,0000
5	4	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	5	0,00000	0,2861	0,00000	1,0000
5	6	0,50000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 1
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
1	6	0,1000	0,2861	0,350	1,0000
2	1	1,1000	0,2861	3,845	0,0496

2	2	1,1000	0,2861	3,845	0,0496
2	3	1,5000	0,2861	5,244	0,0003
2	4	1,2000	0,2861	4,195	0,0159
2	5	1,3000	0,2861	4,544	0,0045
2	6	1,7000	0,2861	5,943	0,0001
3	1	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
3	2	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
3	3	0,4000	0,2861	1,398	0,9999
3	4	-0,2000	0,2861	-0,699	1,0000
3	5	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999
3	6	0,5000	0,2861	1,748	0,9957
4	1	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
4	2	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
4	3	0,5500	0,2861	1,923	0,9839
4	4	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
4	5	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
4	6	0,2000	0,2861	0,699	1,0000
5	1	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
5	2	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
5	3	-0,2000	0,2861	-0,699	1,0000
5	4	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
5	5	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
5	6	-0,0000	0,2861	-0,000	1,0000

pino = 1
local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	1	1,0000	0,2861	3,496	0,1338
2	2	1,0000	0,2861	3,496	0,1338
2	3	1,4000	0,2861	4,894	0,0012
2	4	1,1000	0,2861	3,845	0,0496
2	5	1,2000	0,2861	4,195	0,0159
2	6	1,6000	0,2861	5,593	0,0001
3	1	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
3	2	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999
3	3	0,3000	0,2861	1,049	1,0000
3	4	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
3	5	-0,5000	0,2861	-1,748	0,9957
3	6	0,4000	0,2861	1,398	0,9999
4	1	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999
4	2	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999
4	3	0,4500	0,2861	1,573	0,9992
4	4	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999
4	5	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
4	6	0,1000	0,2861	0,350	1,0000
5	1	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
5	2	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
5	3	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
5	4	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
5	5	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
5	6	-0,1000	0,2861	-0,350	1,0000

pino = 2
local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	2	0,000	0,2861	0,000	1,0000
2	3	0,400	0,2861	1,398	0,9999
2	4	0,100	0,2861	0,350	1,0000
2	5	0,200	0,2861	0,699	1,0000
2	6	0,600	0,2861	2,097	0,9543
3	1	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
3	2	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012

3	3	-0,700	0,2861	-2,447	0,8060
3	4	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045
3	5	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
3	6	-0,600	0,2861	-2,097	0,9543
4	1	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	2	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	3	-0,550	0,2861	-1,923	0,9839
4	4	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	5	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
4	6	-0,900	0,2861	-3,146	0,3022
5	1	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	2	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	3	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045
5	4	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	5	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	6	-1,100	0,2861	-3,845	0,0496

pino = 2
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	3	0,400	0,2861	1,398	0,9999
2	4	0,100	0,2861	0,350	1,0000
2	5	0,200	0,2861	0,699	1,0000
2	6	0,600	0,2861	2,097	0,9543
3	1	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
3	2	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
3	3	-0,700	0,2861	-2,447	0,8060
3	4	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045
3	5	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
3	6	-0,600	0,2861	-2,097	0,9543
4	1	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	2	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	3	-0,550	0,2861	-1,923	0,9839
4	4	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
4	5	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
4	6	-0,900	0,2861	-3,146	0,3022
5	1	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	2	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	3	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045
5	4	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	5	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
5	6	-1,100	0,2861	-3,845	0,0496

pino = 2
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	4	-0,300	0,2861	-1,049	1,0000
2	5	-0,200	0,2861	-0,699	1,0000
2	6	0,200	0,2861	0,699	1,0000
3	1	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
3	2	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
3	3	-1,100	0,2861	-3,845	0,0496
3	4	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
3	5	-1,900	0,2861	-6,642	0,0001
3	6	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
4	1	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
4	2	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
4	3	-0,950	0,2861	-3,321	0,2060
4	4	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
4	5	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
4	6	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045
5	1	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001

5	2	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
5	3	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
5	4	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
5	5	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
5	6	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003

pino = 2
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	5	0,100	0,2861	0,350	1,0000
2	6	0,500	0,2861	1,748	0,9957
3	1	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
3	2	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
3	3	-0,800	0,2861	-2,797	0,5534
3	4	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
3	5	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
3	6	-0,700	0,2861	-2,447	0,8060
4	1	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
4	2	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
4	3	-0,650	0,2861	-2,272	0,8965
4	4	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
4	5	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
4	6	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
5	1	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
5	2	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
5	3	-1,400	0,2861	-4,894	0,0012
5	4	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
5	5	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
5	6	-1,200	0,2861	-4,195	0,0159

pino = 2
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
2	6	0,400	0,2861	1,398	0,9999
3	1	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
3	2	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
3	3	-0,900	0,2861	-3,146	0,3022
3	4	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
3	5	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001
3	6	-0,800	0,2861	-2,797	0,5534
4	1	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
4	2	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
4	3	-0,750	0,2861	-2,622	0,6873
4	4	-1,600	0,2861	-5,593	0,0001
4	5	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
4	6	-1,100	0,2861	-3,845	0,0496
5	1	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
5	2	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
5	3	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
5	4	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
5	5	-1,800	0,2861	-6,292	0,0001
5	6	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045

pino = 2
local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	1	-2,200	0,2861	-7,691	0,0001
3	2	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
3	3	-1,300	0,2861	-4,544	0,0045

3	4	-1,900	0,2861	-6,642	0,0001
3	5	-2,100	0,2861	-7,341	0,0001
3	6	-1,200	0,2861	-4,195	0,0159
4	1	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
4	2	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
4	3	-1,150	0,2861	-4,020	0,0285
4	4	-2,000	0,2861	-6,991	0,0001
4	5	-2,200	0,2861	-7,691	0,0001
4	6	-1,500	0,2861	-5,244	0,0003
5	1	-2,200	0,2861	-7,691	0,0001
5	2	-2,200	0,2861	-7,691	0,0001
5	3	-1,900	0,2861	-6,642	0,0001
5	4	-2,200	0,2861	-7,691	0,0001
5	5	-2,200	0,2861	-7,691	0,0001
5	6	-1,700	0,2861	-5,943	0,0001

pino = 3
local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	2	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
3	3	0,90000	0,2861	3,14614	0,3022
3	4	0,30000	0,2861	1,04871	1,0000
3	5	0,10000	0,2861	0,34957	1,0000
3	6	1,00000	0,2861	3,49571	0,1338
4	1	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	2	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	3	1,05000	0,2861	3,67049	0,0831
4	4	0,20000	0,2861	0,69914	1,0000
4	5	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
4	6	0,70000	0,2861	2,44699	0,8060
5	1	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	2	0,00000	0,2861	0,00000	1,0000
5	3	0,30000	0,2861	1,04871	1,0000
5	4	-0,00000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	5	0,00000	0,2861	0,00000	1,0000
5	6	0,50000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 3
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	3	0,7000	0,2861	2,4470	0,8060
3	4	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
3	5	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
3	6	0,8000	0,2861	2,7966	0,5534
4	1	-0,0000	0,2861	-0,0000	1,0000
4	2	-0,0000	0,2861	-0,0000	1,0000
4	3	0,8500	0,2861	2,9713	0,4205
4	4	-0,0000	0,2861	-0,0000	1,0000
4	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
4	6	0,5000	0,2861	1,7479	0,9957
5	1	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	2	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	3	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
5	4	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	6	0,3000	0,2861	1,0487	1,0000

pino = 3
local = 3 subtracted from:

Difference	SE of	Adjusted
------------	-------	----------

pino	local	of Means	Difference	T-Value	P-Value
3	4	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
3	5	-0,8000	0,2861	-2,797	0,5534
3	6	0,1000	0,2861	0,350	1,0000
4	1	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
4	2	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
4	3	0,1500	0,2861	0,524	1,0000
4	4	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
4	5	-0,9000	0,2861	-3,146	0,3022
4	6	-0,2000	0,2861	-0,699	1,0000
5	1	-0,9000	0,2861	-3,146	0,3022
5	2	-0,9000	0,2861	-3,146	0,3022
5	3	-0,6000	0,2861	-2,097	0,9543
5	4	-0,9000	0,2861	-3,146	0,3022
5	5	-0,9000	0,2861	-3,146	0,3022
5	6	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999

pino = 3
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	5	-0,2000	0,2861	-0,699	1,0000
3	6	0,7000	0,2861	2,447	0,8060
4	1	-0,1000	0,2861	-0,350	1,0000
4	2	-0,1000	0,2861	-0,350	1,0000
4	3	0,7500	0,2861	2,622	0,6873
4	4	-0,1000	0,2861	-0,350	1,0000
4	5	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
4	6	0,4000	0,2861	1,398	0,9999
5	1	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
5	2	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
5	3	0,0000	0,2861	0,000	1,0000
5	4	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
5	5	-0,3000	0,2861	-1,049	1,0000
5	6	0,2000	0,2861	0,699	1,0000

pino = 3
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
3	6	0,9000	0,2861	3,1461	0,3022
4	1	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
4	2	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
4	3	0,9500	0,2861	3,3209	0,2060
4	4	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
4	5	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
4	6	0,6000	0,2861	2,0974	0,9543
5	1	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
5	2	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
5	3	0,2000	0,2861	0,6991	1,0000
5	4	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
5	5	-0,1000	0,2861	-0,3496	1,0000
5	6	0,4000	0,2861	1,3983	0,9999

pino = 3
local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	1	-0,800	0,2861	-2,797	0,5534
4	2	-0,800	0,2861	-2,797	0,5534
4	3	0,050	0,2861	0,175	1,0000
4	4	-0,800	0,2861	-2,797	0,5534

4	5	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
4	6	-0,300	0,2861	-1,049	1,0000
5	1	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
5	2	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
5	3	-0,700	0,2861	-2,447	0,8060
5	4	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
5	5	-1,000	0,2861	-3,496	0,1338
5	6	-0,500	0,2861	-1,748	0,9957

pino = 4
local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	2	0,0000	0,2861	0,0000	1,0000
4	3	0,8500	0,2861	2,9713	0,4205
4	4	0,0000	0,2861	0,0000	1,0000
4	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
4	6	0,5000	0,2861	1,7479	0,9957
5	1	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	2	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	3	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
5	4	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	6	0,3000	0,2861	1,0487	1,0000

pino = 4
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	3	0,8500	0,2861	2,9713	0,4205
4	4	-0,0000	0,2861	-0,0000	1,0000
4	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
4	6	0,5000	0,2861	1,7479	0,9957
5	1	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	2	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	3	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
5	4	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	6	0,3000	0,2861	1,0487	1,0000

pino = 4
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	4	-0,850	0,2861	-2,971	0,4205
4	5	-1,050	0,2861	-3,670	0,0831
4	6	-0,350	0,2861	-1,223	1,0000
5	1	-1,050	0,2861	-3,670	0,0831
5	2	-1,050	0,2861	-3,670	0,0831
5	3	-0,750	0,2861	-2,622	0,6873
5	4	-1,050	0,2861	-3,670	0,0831
5	5	-1,050	0,2861	-3,670	0,0831
5	6	-0,550	0,2861	-1,923	0,9839

pino = 4
local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
4	6	0,5000	0,2861	1,7479	0,9957

5	1	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	2	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	3	0,1000	0,2861	0,3496	1,0000
5	4	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	5	-0,2000	0,2861	-0,6991	1,0000
5	6	0,3000	0,2861	1,0487	1,0000

pino = 4
local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
4	6	0,700000	0,2861	2,44699	0,8060
5	1	-0,000000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	2	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	3	0,300000	0,2861	1,04871	1,0000
5	4	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	5	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	6	0,500000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 4
local = 6 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	1	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
5	2	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
5	3	-0,4000	0,2861	-1,398	0,9999
5	4	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
5	5	-0,7000	0,2861	-2,447	0,8060
5	6	-0,2000	0,2861	-0,699	1,0000

pino = 5
local = 1 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	2	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	3	0,300000	0,2861	1,04871	1,0000
5	4	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	5	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	6	0,500000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 5
local = 2 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	3	0,300000	0,2861	1,04871	1,0000
5	4	-0,000000	0,2861	-0,00000	1,0000
5	5	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	6	0,500000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 5
local = 3 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	4	-0,3000	0,2861	-1,049	1,000
5	5	-0,3000	0,2861	-1,049	1,000
5	6	0,2000	0,2861	0,699	1,000

pino = 5
 local = 4 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	5	0,000000	0,2861	0,00000	1,0000
5	6	0,500000	0,2861	1,74785	0,9957

pino = 5
 local = 5 subtracted from:

pino	local	Difference of Means	SE of Difference	T-Value	Adjusted P-Value
5	6	0,5000	0,2861	1,748	0,9957

24/10/2008 18:03:43

Welcome to Minitab, press F1 for help.
 Retrieving project from file: 'C:\DOCUMENTS AND
 SETTINGS\UNOPAR\DESKTOP\ESTADÍSTICA KATIA\ESTADÍSTICA.MPJ'

Descriptive Statistics: obliquo

Variable	pino	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1	Median	Q3
obliquo	1	30	0,525	0,136	0,744	141,68	0,000	0,000	1,000
	2	30	1,950	0,111	0,607	31,11	1,500	2,250	2,500
	3	30	0,500	0,136	0,743	148,56	0,000	0,000	1,000
	4	30	0,2333	0,0888	0,4866	208,54	0,0000	0,0000	0,1250
	5	30	0,450	0,152	0,834	185,35	0,000	0,000	0,625

Descriptive Statistics: obliquo

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1	Median	Q3
obliquo	1	25	0,420	0,165	0,825	196,46	0,000	0,000	0,500
	2	25	0,380	0,145	0,726	190,98	0,000	0,000	0,500
	3	25	0,970	0,194	0,969	99,91	0,000	1,000	1,750
	4	25	0,540	0,166	0,828	153,36	0,000	0,000	1,000
	5	25	0,400	0,153	0,764	190,94	0,000	0,000	0,750
	6	25	1,680	0,141	0,705	41,98	1,000	2,000	2,250

Descriptive Statistics: obliquo

Results for pino = 1

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
obliquo	1	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	2	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	3	5	1,150	0,430	0,962	83,63	0,250
	4	5	0,200	0,122	0,274	136,93	0,000
	5	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	6	5	1,400	0,292	0,652	46,57	0,750

Variable	local	Median	Q3
obliquo	1	0,000	0,500
	2	0,000000	0,000000
	3	1,250	2,000
	4	0,000	0,500
	5	0,000	0,500
	6	1,500	2,000

Results for pino = 2

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1	Median	Q3
obliquo	1	5	1,900	0,292	0,652	34,31	1,250	2,000	2,500
	2	5	1,700	0,200	0,447	26,31	1,500	1,500	2,000
	3	5	2,300	0,200	0,447	19,44	2,000	2,500	2,500
	4	5	1,800	0,339	0,758	42,13	1,000	2,000	2,500

5	5	1,700	0,339	0,758	44,61	1,000	1,500	2,500
6	5	2,300	0,200	0,447	19,44	2,000	2,500	2,500

Results for pino = 3

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
obliquo	1	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	2	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	3	5	0,600	0,245	0,548	91,29	0,000
	4	5	0,300	0,300	0,671	223,61	0,000
	5	5	0,100	0,100	0,224	223,61	0,000
	6	5	1,800	0,200	0,447	24,85	1,500

Variable	local	Median	Q3
obliquo	1	0,000000	0,000000
	2	0,000	0,500
	3	1,000	1,000
	4	0,000	0,750
	5	0,000	0,250
	6	2,000	2,000

Results for pino = 4

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
obliquo	1	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	2	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	3	5	0,100	0,100	0,224	223,61	0,000
	4	5	0,100	0,100	0,224	223,61	0,000
	5	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	6	5	1,200	0,200	0,447	37,27	1,000

Variable	local	Median	Q3
obliquo	1	0,000000	0,000000
	2	0,000000	0,000000
	3	0,000	0,250
	4	0,000	0,250
	5	0,000000	0,000000
	6	1,000	1,500

Results for pino = 5

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
obliquo	1	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	2	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	3	5	0,700	0,374	0,837	119,52	0,000
	4	5	0,300	0,300	0,671	223,61	0,000
	5	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	6	5	1,700	0,464	1,037	60,99	0,750

Variable	local	Median	Q3
obliquo	1	0,000000	0,000000
	2	0,000000	0,000000
	3	0,500	1,500
	4	0,000	0,750
	5	0,000000	0,000000
	6	2,000	2,500

Descriptive Statistics: reto

Variable	pino	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1	Median	Q3
reto	1	30	0,450	0,113	0,621	137,95	0,000	0,000	1,000
	2	30	1,817	0,103	0,565	31,07	1,500	1,500	2,500
	3	30	0,4167	0,0991	0,5427	130,25	0,0000	0,0000	1,0000
	4	30	0,392	0,106	0,579	147,74	0,000	0,000	1,000
	5	30	0,1333	0,0675	0,3698	277,38	0,0000	0,0000	0,0000

Descriptive Statistics: reto

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1	Median	Q3
reto	1	25	0,400	0,138	0,692	173,05	0,000	0,000	1,000
	2	25	0,400	0,141	0,707	176,78	0,000	0,000	1,000
	3	25	1,130	0,148	0,740	65,48	0,750	1,000	1,750
	4	25	0,440	0,159	0,795	180,63	0,000	0,000	1,000
	5	25	0,480	0,157	0,784	163,27	0,000	0,000	1,000
	6	25	1,000	0,163	0,816	81,65	0,500	1,000	1,500

Descriptive Statistics: reto

Results for pino = 1

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
reto	1	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	2	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	3	5	1,400	0,245	0,548	39,12	1,000
	4	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	5	5	0,500	0,224	0,500	100,00	0,000
	6	5	0,600	0,245	0,548	91,29	0,250

Variable	local	Median	Q3
reto	1	0,000	0,500
	2	0,000000	0,000000
	3	1,000	2,000
	4	0,000000	0,000000
	5	0,500	1,000
	6	0,500	1,000

Results for pino = 2

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1	Median	Q3
reto	1	5	1,600	0,187	0,418	26,15	1,250	1,500	2,000
	2	5	1,600	0,245	0,548	34,23	1,250	1,500	2,000
	3	5	2,000	0,224	0,500	25,00	1,500	2,000	2,500
	4	5	1,700	0,339	0,758	44,61	1,000	1,500	2,500
	5	5	1,800	0,300	0,671	37,27	1,250	1,500	2,500
	6	5	2,200	0,200	0,447	20,33	1,750	2,500	2,500

Results for pino = 3

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
reto	1	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000

2	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
3	5	0,900	0,100	0,224	24,85	0,750
4	5	0,300	0,300	0,671	223,61	0,000
5	5	0,100	0,100	0,224	223,61	0,000
6	5	1,000	0,224	0,500	50,00	0,500

Variable	local	Median	Q3
reto	1	0,000000	0,000000
	2	0,000	0,500
	3	1,000	1,000
	4	0,000	0,750
	5	0,000	0,250
	6	1,000	1,500

Results for pino = 4

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
reto	1	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	2	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	3	5	1,050	0,320	0,716	68,18	0,500
	4	5	0,200	0,200	0,447	223,61	0,000
	5	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	6	5	0,700	0,255	0,570	81,44	0,250

Variable	local	Median	Q3
reto	1	0,000	0,500
	2	0,000	0,500
	3	1,000	1,625
	4	0,000	0,500
	5	0,000000	0,000000
	6	0,500	1,250

Results for pino = 5

Variable	local	Total Count	Mean	SE Mean	StDev	CoefVar	Q1
reto	1	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	2	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	3	5	0,300	0,200	0,447	149,07	0,000
	4	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	5	5	0,000000	0,000000	0,000000	*	0,000000
	6	5	0,500	0,316	0,707	141,42	0,000

Variable	local	Median	Q3
reto	1	0,000000	0,000000
	2	0,000000	0,000000
	3	0,000	0,750
	4	0,000000	0,000000
	5	0,000000	0,000000
	6	0,000	1,250

Planilha resultados carga oblíqua

1ª Coluna grupos:

- 1 - Pino metálico fundido
- 2 - Pino rosqueável
- 3 - Pino fibra de carbono
- 4 - Pino fibra de vidro
- 5 - Pino fibra de vidro modificado

1	1	1
1	2	0
1	3	0
1	4	0
1	5	1
1	6	1,5
1	1	0
1	2	0
1	3	0,5
1	4	0,5
1	5	0
1	6	0,5
1	1	0
1	2	0
1	3	2,5
1	4	0
1	5	0
1	6	1
1	1	0
1	2	0
1	3	1,25
1	4	0
1	5	0
1	6	2
1	1	0
1	2	0
1	3	1,5
1	4	0,5
1	5	0
1	6	2
2	1	1,5
2	2	1,5
2	3	2,5
2	4	2
2	5	1
2	6	1,5
2	1	1
2	2	1,5
2	3	2,5
2	4	1
2	5	1

2	6	2,5
2	1	2
2	2	1,5
2	3	2,5
2	4	1
2	5	1,5
2	6	2,5
2	1	2,5
2	2	2,5
2	3	2,5
2	4	2,5
2	5	2,5
2	6	2,5
2	1	2,5
2	2	1,5
2	3	1,5
2	4	2,5
2	5	2,5
2	6	2,5
3	1	0
3	2	1
3	3	0
3	4	0
3	5	0
3	6	2
3	1	0
3	2	0
3	3	0
3	4	1,5
3	5	0
3	6	2
3	1	0
3	2	0
3	3	1
3	4	0
3	5	0
3	6	2
3	1	0
3	2	0
3	3	1
3	4	0
3	5	0,5
3	6	2
3	1	0
3	2	0
3	3	1
3	4	0
3	5	0
3	6	1
4	1	0
4	2	0
4	3	0

4	4	0
4	5	0
4	6	1
4	1	0
4	2	0
4	3	0
4	4	0
4	5	0
4	6	1
4	1	0
4	2	0
4	3	0
4	4	0,5
4	5	0
4	6	2
4	1	0
4	2	0
4	3	0
4	4	0
4	5	0
4	6	1
4	1	0
4	2	0
4	3	0,5
4	4	0
4	5	0
4	6	1
5	1	0
5	2	0
5	3	2
5	4	0
5	5	0
5	6	2
5	1	0
5	2	0
5	3	0
5	4	1,5
5	5	0
5	6	2,5
5	1	0
5	2	0
5	3	0
5	4	0
5	5	0
5	6	0
5	1	0
5	2	0
5	3	1
5	4	0
5	5	0
5	6	2,5
5	1	0

5	2	0
5	3	0,5
5	4	0
5	5	0
5	6	1,5

Planilha resultados carga perpendicular

1ª Coluna grupos:

- 1 - Pino metálico fundido
- 2 - Pino rosqueável
- 3 - Pino fibra de carbono
- 4 - Pino fibra de vidro
- 5 - Pino fibra de vidro modificado

1	1	0
1	2	0
1	3	1
1	4	0
1	5	1
1	6	1,5
1	1	0
1	2	0
1	3	2
1	4	0
1	5	0
1	6	0,5
1	1	0
1	2	0
1	3	1
1	4	0
1	5	1
1	6	0,5
1	1	1
1	2	0
1	3	1
1	4	0
1	5	0,5
1	6	0,5
1	1	0
1	2	0
1	3	2
1	4	0
1	5	0
1	6	0
2	1	2
2	2	1,5
2	3	1,5
2	4	1,5
2	5	1,5
2	6	1,5
2	1	1
2	2	1
2	3	1,5
2	4	1
2	5	1

2	6	2
2	1	1,5
2	2	1,5
2	3	2,5
2	4	1
2	5	1,5
2	6	2,5
2	1	2
2	2	2,5
2	3	2,5
2	4	2,5
2	5	2,5
2	6	2,5
2	1	1,5
2	2	1,5
2	3	2
2	4	2,5
2	5	2,5
2	6	2,5
3	1	0
3	2	0
3	3	1
3	4	0
3	5	0
3	6	1
3	1	0
3	2	1
3	3	1
3	4	0
3	5	0
3	6	1,5
3	1	0
3	2	0
3	3	1
3	4	0
3	5	0
3	6	1,5
3	1	0
3	2	0
3	3	1
3	4	1,5
3	5	0,5
3	6	0,5
3	1	0
3	2	0
3	3	0,5
3	4	0
3	5	0
3	6	0,5
4	1	0
4	2	0
4	3	2

4	4	0
4	5	0
4	6	1
4	1	0
4	2	1
4	3	1
4	4	1
4	5	0
4	6	1,5
4	1	1
4	2	0
4	3	1
4	4	0
4	5	0
4	6	0,5
4	1	0
4	2	0
4	3	1,25
4	4	0
4	5	0
4	6	0,5
4	1	0
4	2	0
4	3	0
4	4	0
4	5	0
4	6	0
5	1	0
5	2	0
5	3	1
5	4	0
5	5	0
5	6	1,5
5	1	0
5	2	0
5	3	0
5	4	0
5	5	0
5	6	0
5	1	0
5	2	0
5	3	0,5
5	4	0
5	5	0
5	6	1
5	1	0
5	2	0
5	3	0
5	4	0
5	5	0
5	6	0
5	1	0

5	2	0
5	3	0
5	4	0
5	5	0
5	6	0

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)