

LUIS GUSTAVO D'ALTOÉ GARBELOTTO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES
RESTAURADOS COM DIFERENTES SISTEMAS DE RETENTORES
INTRA-RADICULARES: UM ESTUDO *IN VITRO***

FLORIANÓPOLIS
2006

LUIS GUSTAVO D'ALTOÉ GARBELOTTO

**AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES
RESTAURADOS COM DIFERENTES SISTEMAS DE RETENTORES
INTRA-RADICULARES: UM ESTUDO *IN VITRO***

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais da Universidade Federal de Santa Catarina, como requisito para a obtenção do título de Mestre em Ciência e Engenharia de Materiais.

Orientador: Prof. Dr.-Ing. Márcio Celso Fredel

Co-orientador: Prof. Dr. Izo Milton Zani

FLORIANÓPOLIS
2006

Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto

**“AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA À FRATURA DE DENTES
RESTAURADOS COM DIFERENTES SISTEMAS DE RETENTORES
INTRA-RADICULARES: UM ESTUDO *IN VITRO*.”**

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do título de MESTRE EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais.

Florianópolis, 19 de dezembro de 2006.

Prof^ª. Dr^ª.-Eng. Ana Maria Maliska
Coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Ciência e
Engenharia de Materiais

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr.-Ing. Márcio Celso Fredel
Orientador

Prof. Dr. Izo Milton Zani
Co-orientador

Prof^ª. Dr^ª. Cláudia Ângela Maziero Volpato
Membro

Prof. Dr. Eng. Pedro Amadeu N. Bernardini
Membro

Prof. Hazim Ali Al-Qureshi, Ph.D.
Membro

DADOS CURRICULARES

Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto

Nascimento 15 de novembro de 1976

Local: Ponta Grossa – PR

Filiação Valvitor Garbelotto
Mariléia D'Altoé Garbelotto

1995-99 Graduação em Odontologia – UFSC / Florianópolis - SC

1999 Estagiário do Curso de Especialização em Prótese Dentária
UFSC / Florianópolis – SC

2003... Aluno do Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de
Materiais
Nível Mestrado - Opção Materiais Particulados
UFSC / Florianópolis – SC

2005-07 Especialização em Prótese Dentária - UFSC / Florianópolis – SC

2006... Professor das Disciplinas de Prótese Fixa I e II
UNISUL / Tubarão – SC

2006... Professor da Disciplina de Clínica Integrada II
UNISUL / Tubarão – SC

Deus, obrigado

Dedico este trabalho a você CRIS, que sempre me apoiou, e compreendeu as muitas horas de ausência. Esta conquista é nossa.

*Aos meus pais, VALVITOR E MARILÉIA,
pelo amor, apoio e exemplo.*

Dedico a vocês este trabalho.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao professor Dr.-Ing. MÁRCIO CELSO FREDEL, por ter me recebido como aluno e por acreditar que nossas diferentes áreas de atuação se complementam com esta integração. Sua seriedade e competência com certeza servirão sempre de exemplo ao longo da minha carreira.

Ao professor Dr. IZO MILTON ZANI, por sua responsabilidade e incentivo no desenvolvimento desta realização.

À professora Dr^a. CLÁUDIA ÂNGELA MAZIERO VOLPATO, que me abriu todas as portas e despertou em mim o interesse pela pesquisa. Obrigado por seu carinho, dedicação e constante incentivo. Seu profissionalismo e busca constante pela perfeição sempre serão exemplo e estímulo para o meu crescimento.

Ao professor Hazim Ali Al-Qureshi, Ph.D., pelo auxílio na elaboração dos cálculos matemáticos.

Aos colegas FRANCO, ELIANDRA, MÁRIO E CÍNTIA, que me acolheram com tanto carinho e sem dúvida tiveram um papel importantíssimo no decorrer deste Curso.

AGRADECIMENTOS

À UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA, por nos proporcionar a oportunidade de aprendizado.

Ao corpo docente do Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, por ter mostrado uma outra realidade e contribuído enormemente para a complementação de minha formação.

Ao colega FÁBIO ANDRETTI, pelo auxílio na execução dos testes mecânicos.

Ao colega FERNANDO VILAIN MELO, pela troca de experiências.

Ao RAFAEL CARLOS, VÍTOR E LUIZ FERNANDO, pelo auxílio na execução dos procedimentos laboratoriais.

A todos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram na elaboração deste trabalho.

GARBELOTTO, L. G. D´A. **Avaliação da resistência á fratura de dentes restaurados com diferentes sistemas de retentores intra-radiculares: um estudo *in vitro***. 2006. 132f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

RESUMO

Através deste estudo avaliou-se o comportamento *in vitro* de dentes humanos restaurados com diferentes sistemas de retentores intra-radiculares quanto à resistência à fratura. Trinta pré-molares humanos extraídos foram selecionados e mantidos em soro fisiológico à temperatura ambiente durante as etapas de preparação dos espécimes. Os dentes foram tratados endodonticamente e divididos aleatoriamente em três grupos (G1, G2 e G3) de dez dentes cada. Três sistemas de reconstrução foram utilizados: G1 - núcleo metálico convencional cimentado com cimento à base de fosfato de zinco; G2 – núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso e; G3 – pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada em resina composta. Todos os dentes receberam cobertura com um *copling* metálico que foi cimentado com cimento à base de fosfato de zinco. Uma carga foi aplicada em ângulo de 45° em relação ao longo eixo dos dentes a uma velocidade de 0,5mm/min até que ocorresse a falha. Os resultados demonstraram não haver diferença estatisticamente significante quanto à resistência à fratura entre os grupos testados, porém, o modo de falha foi mais favorável no G3. A hipótese de que, no G2, a utilização de cimento resinoso na fixação do núcleo metálico fundido funcionaria como um amortecedor de cargas, aumentando a resistência à fratura das raízes dentárias, não foi confirmada.

Palavras-chave: núcleo metálico, pino de fibra, resistência à fratura

GARBELOTTO, L. G. D'Á. **Avaliação da resistência á fratura de dentes restaurados com diferentes sistemas de retentores intra-radulares: um estudo *in vitro***. 2006. 132f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Ciência e Engenharia de Materiais, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the *in vitro* behavior of human teeth restored with different post and core systems on the fracture resistance. Thirty extracted human pre-molars were selected and stored in saline physiological solution at room temperature during specimens preparation. Endodontic treatment was performed and the teeth were divided in 3 groups (G1, G2 e G3) of 10 teeth each. Three post and core systems were used: G1 – cast post and core luted with zinc phosphate cement; G2 – passive cast post and core luted with resin cement and; G3 – fiberglass post luted with resin cement and composit core. All teeth were fully covered with a cast crown that was luted with zinc phosphate cement. The force was applied at 45 degrees to the long axis of the tooth with a crosshead speed of 0.5mm/min, until failure. There was no significant difference in failure loads among groups, however, the G3 demonstrated a more favorable failure mode. The hypothesis that, on G2, the utilization of resin cement to fix the cast post and core could work like a stress-breaking, increasing the fracture resistance of the dental roots, was not confirmed.

Keywords: cast post and core, fiber post, fracture resistance

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
2 REVISÃO DA LITERATURA	20
3 PROPOSIÇÃO	59
4 MATERIAL E MÉTODOS	61
4.1 DISPOSITIVOS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS.....	61
4.2 MATERIAIS UTILIZADOS.....	62
4.3 MÉTODO.....	63
4.3.1 Descrição dos grupos	67
4.3.1.1 Grupo 1 (G1).....	67
4.3.1.2 Grupo 2 (G2).....	71
4.3.1.3 Grupo 3 (G3).....	74
4.3.2 Preparação dos corpos de prova	77
4.3.2.1 Suporte de fixação.....	79
4.3.3 Testes mecânicos	80
4.3.4 Análise da superfície de fratura	80
4.3.5 Cálculo da tensão	81
5 RESULTADOS	85
5.1 VALORES DE CARGA.....	85
5.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS.....	89
5.2.1 Análise estatística das diferenças de carga para os grupos testados	89
5.3 MODO DE FALHA.....	91
5.4 SUPERFÍCIE DE FRATURA.....	94
6 DISCUSSÃO	98

7 CONCLUSÕES.....	109
8 SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS.....	112
REFERÊNCIAS.....	114
APÊNDICES.....	119

1 INTRODUÇÃO

A restauração de raízes dentárias com finalidade protética requer a reconstrução da estrutura coronária através de um sistema de fixação intra-radicular que pode ser um pino pré-fabricado ou um núcleo personalizado. A decisão pela escolha do sistema a ser empregado está baseada principalmente no caso clínico a ser executado, avaliando o número de elementos de suporte envolvidos, a condição radicular destes dentes, a carga oclusal a qual serão submetidos e a estética desejada.

As ligas metálicas sempre foram os materiais mais utilizados nestas reconstruções, podendo ser nobres, semi-nobres ou não-nobres. As ligas nobres são as mais indicadas, e por serem geralmente à base de ouro, não sofrem corrosão no meio bucal, evitando, desta forma, a pigmentação da estrutura radicular e o escurecimento da margem gengival, causadores de problemas estéticos, principalmente na região anterior. Além disto, mostram-se resistentes e estáveis durante a etapa do preparo dental. Porém, estas ligas apresentam um custo elevado, o que pode inviabilizar o seu uso rotineiro na clínica odontológica. A substituição destas por ligas não-nobres à base de cobre-alumínio ou níquel-cromo foi conseqüentemente introduzida na Odontologia como uma alternativa na redução de custos, porém, submetendo os pacientes a comprometimentos estéticos em médio ou longo prazo.

Por isso, surgiram várias opções de sistemas pré-fabricados que tem por objetivo principal eliminar o problema da corrosão, auxiliando na recuperação estética já que apresentam coloração e propriedades físicas similares à estrutura dental.

Entre eles destacam-se:

- Pinos metálicos pré-fabricados: aço inoxidável ou titânio;
- Pinos de fibra de vidro;
- Pinos de fibra de carbono;
- Pinos cerâmicos.

O núcleo cerâmico necessita de uma espessura mínima para que tenha sua resistência mecânica mantida e é extremamente duro, o que ocasiona um maior impacto sobre o remanescente dentário, tornando praticamente impossível a sua remoção do canal radicular nos casos em que é necessário um retratamento endodôntico. Devido a estas desvantagens, associadas ao custo elevado, os núcleos cerâmicos não têm sido rotineiramente empregados.

Os demais sistemas pré-fabricados necessitam de uma quantidade mínima de remanescente coronário para que possam ser utilizados. Suas indicações excluem o uso em reabilitações extensas, pois, diferente dos núcleos metálicos fundidos e cerâmicos, sua base é realizada com uma resina restauradora fotopolimerizável que inviabiliza o seu uso em grandes reconstruções por não manter a estabilidade necessária durante a etapa de preparo.

Entre os sistemas acima citados, os pinos de fibra de carbono são os que apresentam o módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina radicular, fazendo com que esta sofra uma certa deflexão quando submetida à carga, diminuindo o risco de fratura radicular (DURET; REYNAUD; DURET, 1990; MUSIKANT, COHEN; DEUTSCH, 2001).

Não há nenhum pino, preenchimento ou restauração definitiva que possa ser utilizado em todas as situações clínicas. Na Odontologia, assim como em outras profissões da área da saúde, não temos a possibilidade de limitar todas as variáveis que ocorrem diariamente na prática clínica. Por isso, deve-se aprender a trabalhar com essas variáveis e despende menos tempo tentando encontrar uma solução que se aplique a todos os casos, ou seja, uma restauração ideal que pudesse ser produzida em massa (TRABERT; COONEY, 1984).

Um sistema de reconstrução radicular ideal deveria preencher os seguintes requisitos (KOUTAYAS; KERN, 1999; BARATIERI, 2001; SCHWARTZ; ROBBINS, 2004):

- Biocompatibilidade;
- Não sofrer corrosão no meio bucal;
- Coloração similar à da estrutura dental;
- Transmissão de luz através do material;
- Dureza e módulo de elasticidade similares aos da dentina radicular;
- Possibilidade de uso tanto em casos unitários como em reabilitações extensas;

- Possibilidade de ser confeccionado de forma personalizada e também se apresentar como sistema pré-fabricado (onde o remanescente dentário se ajusta ao pino/núcleo);
- Apresentar facilidade de remoção do canal radicular;
- Possibilidade de ser fundido como uma liga metálica (apresentando maior adaptabilidade do pino/núcleo ao remanescente dentário);
- Possibilidade de ser preparado sem perder sua forma original após as etapas de preparo, moldagens e prova de retentores;
- Baixo custo.

O propósito deste estudo foi o de avaliar três sistemas de pinos intraradiculares quanto à sua resistência à fratura após serem submetidos a testes de cisalhamento e compará-los entre si. Os sistemas utilizados foram: núcleo metálico convencional cimentado com cimento à base de fosfato de zinco (grupo controle); núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso e; pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta.

2 REVISÃO DA LITERATURA¹

Gibbs et al. (1981) compararam as características das forças mastigatórias em indivíduos com baixos e altos valores de força oclusal. Foram investigadas as variações de força durante os ciclos mastigatórios, do momento em que o alimento entra em boca até o momento da deglutição. Observaram que as forças mandibulares foram surpreendentemente altas durante a mastigação. Os valores foram maiores durante os 194mseg de pausa do movimento mandibular quando os dentes estão na posição de intercuspidação (261,6N), consideravelmente menores durante o movimento de fechamento (81,3N) e bem menores durante a abertura (55,8N). Além disso, constataram que a intensidade da força mandibular utilizada na mastigação é afetada pela consistência do alimento, e que esta força decresce durante os ciclos mastigatórios para alimentos muito consistentes.

Hoag; Dwyer (1982) avaliaram a resistência à fratura de três técnicas clínicas para reconstrução de dentes posteriores: (1) núcleo metálico fundido em ouro tipo IV (*Minigold, Williams, USA*); (2) pino de aço inoxidável standardizado (*Parapost, Whaledent International, USA*) e base formada por resina composta (*Kerr, Sybron Corp., USA*), e (3) técnica de núcleo de preenchimento com amálgama (*Dispersalloy, Johnson & Johnson, USA*). Quarenta primeiros e segundos molares inferiores extraídos foram montados em blocos de resina acrílica e submetidos a tratamento

¹ Baseada na NBR 105020/2002 da ABNT

endodôntico. Após esta etapa os dentes foram distribuídos em oito grupos de cinco dentes cada. Cada técnica de reconstrução foi testada com ou sem a coroa total em ouro, totalizando seis grupos. Os outros dois grupos foram os controles, que apenas sofreram tratamento endodôntico e não receberam nenhum sistema de pinos, sendo que um dos grupos foi restaurado com coroa total metálica (ouro). Uma carga compressiva a 45 graus com o longo eixo dos dentes foi aplicada na superfície vestibular do dente, a uma velocidade de 0,03cm/min, até que ocorresse fratura do preenchimento, fratura dental ou desalojamento da coroa. Os resultados mostraram que a utilização de coroas totais aumentou significativamente a resistência à fratura das amostras, sendo que a média entre as amostras sem coroa foi de 3326,6N e a média das amostras com coroa foi de 5012,2N. Porém, não houve diferenças estatisticamente significante entre os grupos com coroas totais.

Segundo Trabert; Cooney (1984), não há nenhum pino, preenchimento ou restauração definitiva que possa ser utilizado em todas as situações clínicas. Para os autores, na Odontologia, assim como em outras profissões da área da saúde, não temos a possibilidade de limitar todas as variáveis que ocorrem diariamente na prática clínica. Por isso, deve-se aprender a trabalhar com essas variáveis e despende menos tempo tentando encontrar uma solução que se aplique a todos os casos, ou seja, uma restauração ideal que pudesse ser produzida em massa. Ressaltam a importância de um colar circular ao redor de dentes tratados endodonticamente e restaurados com sistemas de reconstrução intra-radicular para melhorar o sucesso clínico em longo prazo. Sugerem ainda que o entendimento dos conceitos básicos, de como reter os vários componentes restauradores a como

proteger a estrutura dentária remanescente, facilitaria nossas respostas aos inúmeros questionamentos que surgem durante o processo restaurador.

A influência da espessura da parede dentinária na resistência à fratura sob forças horizontais, suas características de falha, assim como o efeito de um colar metálico na resistência à fratura de raízes foram pesquisados por Tjan; Whang (1985), utilizando quarenta incisivos centrais maxilares. Foram estudados quatro grupos, com espessura de parede dentinária vestibular de 1, 2 e 3mm, nos grupos 1, 2 e 3, respectivamente, e no grupo 4 uma espessura de 1mm com utilização de um bisel em 60 graus. Após modelagem dos núcleos em resina acrílica, a fundição foi feita com ouro tipo IV (*Dentalloy, USA*). A cimentação dos núcleos metálicos foi feita com fosfato de zinco, os espécimes foram mantidos uma semana em 100% de umidade antes dos testes. As amostras foram posicionadas na máquina universal de testes com 30 graus de inclinação em relação ao longo eixo dos dentes e uma carga compressiva foi aplicada na superfície lingual da porção coronária com uma velocidade de 1,27mm/min. Os valores médios de carga de falha obtidos foram 216.5N, 210.7N, 216.9N e 197.4N para os grupos 1, 2, 3 e 4, respectivamente. Apesar os valores de resistência não apresentarem diferença estatística, o modo de falha fornece valiosas informações. A espessura de 1mm de parede dentinária vestibular remanescente foi aparentemente mais suscetível à fratura sob cargas horizontais do que espessuras de 2mm ou 3mm, e a presença de um colar metálico não aumentou a resistência à fratura radicular.

Avaliando a resistência à fratura de sessenta e quatro dentes endodonticamente tratados e restaurados por oito métodos diferentes (TAB. 1),

Trope; Maltz; Tronstad (1985) submeteram os dentes a uma força compressiva lentamente crescente ao nível do cingulo, em ângulo de 50 graus com seu longo eixo, até que ocorresse a fratura. Encontraram como resultados, que o ataque ácido às paredes do canal e remanescente coronário sugerido pelo preenchimento com resina composta no espaço radicular e cavidade de acesso, reforçou os dentes mais do que os outros métodos, atingindo valores de $1483,7 \pm 224,9N$.

Tabela 1: Resistência à fratura de dentes restaurados por oito diferentes métodos

	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA DE FRATURA (N)
GRUPO 1	Câmara pulpar com preenchimento em resina composta.	$1413,1 \pm 308,7$
GRUPO 2	Condicionamento ácido, procedimento adesivo e preenchimento com resina composta.	$1451,3 \pm 190,2$
GRUPO 3	Idem grupo 2, porém, com preenchimento até um nível de 10mm de profundidade no canal radicular.	$1483,7 \pm 224,9$
GRUPO 4	Preparo intracanal com preenchimento da cavidade de acesso com resina composta sem ataque ácido prévio.	$809,4 \pm 274,4$
GRUPO 5	Preenchimento da porção radicular e cavidade de acesso com resina composta sem ataque ácido prévio.	$893,7 \pm 251,0$
GRUPO 6	Cimentação de um <i>Parapost</i> * de aço com cimento à base de fosfato de zinco e preenchimento da cavidade de acesso com resina composta	$1173,5 \pm 284,8$
GRUPO 7	Preenchimento da porção radicular e cavidade de acesso com resina composta, utilizando ataque ácido e procedimento adesivo prévios.	$1313,9 \pm 263,5$
GRUPO 8	Condicionamento ácido e procedimento adesivo com posterior cimentação de um <i>Parapost</i> * de aço com resina composta e preenchimento da cavidade de acesso com resina composta.	$1195,6 \pm 137,2$

* *Whaledent International, USA.*

Fonte : Trope; Maltz; Tronstad (1985).

Barkhordar; Radke; Abbasi (1989) examinaram o efeito de um colar metálico na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente. Vinte incisivos centrais superiores recentemente extraídos, tiveram suas porções coronárias removidas de 1 a 2mm acima da junção cimento-esmalte. Os dentes foram divididos em dois grupos, ambos restaurados com núcleos metálicos fundidos e mantido um remanescente coronário de 1mm. Apenas no grupo 2, *coppings* metálicos com um colar de 3mm e 6 graus de conicidade foram confeccionados. A média da carga de falha do grupo 1 foi de 486N, enquanto que no grupo 2 a média foi de 640N. Esses resultados sugerem que um colar metálico é necessário para aumentar a resistência dentária à fratura.

King; Setchell (1990) avaliaram quatro sistemas de reconstrução coronoradicular quanto à sua resistência à fratura quando uma carga de compressão oblíqua com 130 graus de angulação foi aplicada aos 40 espécimes do estudo. Os sistemas foram: pinos de liga preciosa (*Parapost P-52, Whaledent International, USA*) e sobrefundição com liga de ouro tipo III (*Trucast Hard, Engelhard, Inglaterra*); pinos fibra de carbono reforçados (*CFRC, Dunlop Medical Products, Inglaterra*) e base em liga de ouro tipo III (*Trucast Hard, Engelhard, Inglaterra*); pinos *CFRC* e base formada por compósito (*P30, 3M Co., USA*); e pinos de aço inoxidável (*Parapost, Whaledent International, USA*) e preenchimento em resina composta (*P30, 3M Co., USA*). Os resultados demonstraram que os sistemas utilizando *CFRC* exibiram propriedades comparáveis e algumas vezes melhores que os pinos pré-fabricados existentes. Além disso, os sistemas que utilizaram *CFRC* apresentaram um maior número de fraturas reparáveis quando comparados com os pinos metálicos.

Martignoni et al. (1990) introduziram o conceito de núcleo metálico fundido passivo, que consiste em um pino, cuja porção intracanal não tem nenhuma relação com as paredes da raiz e, também, com o fundo do preparo, ficando completamente imerso no cimento, que constitui o verdadeiro elemento retentivo do próprio pino. De acordo com estes pesquisadores, o núcleo metálico fundido passivo permite ao cimento uma penetração dentro dos túbulos dentinários e, portanto, estabelece um sistema mecânico de retenção ainda mais favorável. Isto é possível pelo fato de que o núcleo passivo fica a uma certa distância das paredes intracanaís e do fundo do preparo. Este fato, aliado às características de elasticidade e resistência à compressão das resinas BisGMA, limita notavelmente o risco de fraturas radiculares.

Sorensen; Engelman (1990) investigaram a resistência à fratura de dentes despulpados com vários desenhos de férula e diferentes quantidades de remanescente dentário. Sessenta incisivos centrais superiores foram divididos em seis grupos de 10 dentes. O grupo 1 foi preparado com 90 graus de ombro, sem extensão dentinária coronal, apenas mantendo 1mm de estrutura coronal. O grupo 2 foi preparado com ombro de 90 graus, sem extensão dentinária coronal. O grupo 3 foi preparado com ângulo de 130 graus formando um ombro inclinado da base do preenchimento até a margem e toda estrutura dentária acima da linha axio-gengival foi removida. O grupo 4 foi preparado com ombro de 90 graus e um bisel em 60 graus com 1mm de espessura, sem extensão dentinária coronal. O grupo 5 foi preparado identicamente ao grupo 4, porém com 1mm de extensão dentinária coronal. O grupo 6 idem ao grupo 4, porém com 2mm de extensão dentinária coronal. Na junção dente-preenchimento um contrabisel de 1mm de espessura e 60

graus foi preparado. Todos os grupos foram restaurados com pino de aço inoxidável *Parapost* nº 4 (*Whaledent International, USA*) com fundição do munhão em prata-paládio (*Jelenko, USA*). Após receberem as coroas metálicas, todos os espécimes foram submetidos à carga compressiva, com velocidade de 2,54mm/min, em ângulo de 130 graus. Concluíram que 1mm de estrutura dentária coronal acima do preparo de ombro aumenta substancialmente a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (639,9N foi a média do grupo 5), contudo, um contrabisel na junção do núcleo ou da margem da coroa não apresentou-se efetivo.

Hemmings; King; Setchell (1991) investigaram a resistência à forças de cisalhamento de vários desenhos de pinos e bases. Pinos serrilhados paralelos sobrefundidos em ouro tipo III (*Englehard, Surrey, Inglaterra*) foram cimentados nos dentes selecionados para o estudo utilizando cimento à base de fosfato de zinco (*A.D. International Ltd., USA*). Os núcleos foram confeccionados com os seguintes desenhos: grupo controle sem dispositivo anti-rotacional, forma de chave, forma paralela com conicidade no terço cervical, forma com pino auxiliar, forma com um colar cervical e forma cônica. Todos os dispositivos anti-rotacionais elevaram a resistência ao torque. O colar cervical foi o desenho mais favorável, aumentando a resistência e reduzindo as fraturas dentárias.

Em um estudo utilizando cento e vinte pré-molares, Burgess; Summit; Robbins (1992) mediram a força adquirida para desalojar quatro diferentes pinos endodônticos [pino experimental; *Para-Post* (*Whaledent International, USA*); *Flexi-Post* (*Essential Dental Systems, USA*) e *V-Lock* (*Brassler, USA*)], com forças de tração, compressão e torção. A retenção de cada pino foi determinada por carga

trativa do pino em uma velocidade de 5mm/min até a falha. A maioria das falhas ocorreram na interface dentina-resina, ou seja, a falha foi primeiramente adesiva na superfície dentinária. Os testes de compressão foram executados em ângulo de 45 graus, com velocidade de 5mm/min até a falha. A carga de compressão requerida para fraturar o núcleo no *V-Lock* (669N) foi significativamente maior do que nos outros sistemas, que foram de 579,3N, 504,7N, 498,4N, para *Flexi-Post*, *Para-Post* e pino experimental, respectivamente.

Assif et al. (1993) examinaram o efeito do desenho do pino na resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com coroas metálicas. Três grupos com 10 dentes cada e um grupo com 11 dentes receberam os seguintes tipos de reconstrução: grupo 1) núcleo metálico fundido convencional seguindo a anatomia do conduto radicular; grupo 2) núcleo metálico fundido com porção radicular em formato cilíndrico; grupo 3) núcleo metálico fundido com porção radicular em formato cilíndrico e extremidade cônica e; grupo 4) remoção da guta percha do canal radicular na mesma profundidade que os outros 3 grupos e selamento do acesso endodôntico com cimento de ionômero de vidro (*Ketac-fill*, *ESPE*, *Alemanha*). Todos os dentes foram preparados para receber coroas metálicas cuja linha de terminação se localizou 2mm abaixo da borda das bases dos núcleos. Os corpos de prova (dentes embutidos em cilindros de resina acrílica) foram submetidos a uma carga compressiva contínua na cúspide vestibular em um ângulo de 30 graus, com velocidade de 2mm/min. O grupo 2 obteve a melhor média de resistência à fratura (2711N), porém, os valores de falha revelaram que o desenho do pino não influencia na resistência à fratura de pré-molares tratados endodonticamente e restaurados com coroas totais metálicas. Além disso, não

houve diferença estatística significativa entre os dentes restaurados com ou sem núcleos metálicos fundidos. Sugeriram que a seleção do tipo de reconstrução seja baseada no sistema que mais preserve a estrutura dentária.

Em estudo realizado por Cohen, Condos; Deutsch; Musikant (1994), a resistência à fratura de noventa dentes unirradiculares humanos restaurados com três diferentes materiais de preenchimento suportados por três diferentes sistemas de pinos foi estudada. Os sistemas de pinos avaliados foram *Flexi-Post (Essential Dental Systems, USA)*, *Vlock (Brassler, USA)* e *Parapost (Whaledent International, USA)* e os materiais de preenchimento foram *Ti-Core (Essential Dental Systems, USA)*, *Tylin (Kerr, USA)* e *Ketac-Silver (ESPE-Premier, USA)*. Todas as combinações que utilizaram o *Ti-Core* como preenchimento obtiveram os maiores valores de resistência à fratura, atingindo até 992N quando em combinação com *Vlock*. A carga compressiva foi aplicada em um ângulo de 45 graus.

Gluskin et al. (1995) investigaram a retenção e as características da fratura de cinquenta incisivos inferiores restaurados com pinos de desenhos variados, incluindo um desenho transversal arredondado pré-fabricado e um pino anatômico que reproduziu o espaço do canal radicular. Os espécimes foram divididos em cinco grupos de 10 (TAB. 2). Dois grupos foram submetidos a testes de tração sendo o grupo 1 com pinos standardizados e o grupo 2 com pinos anatômicos. Dois outros grupos foram submetidos a cisalhamento, também com pinos estandardizados e pinos anatômicos. O quinto grupo, com 10 amostras, foi o grupo controle, para o estudo de resistência ao cisalhamento, e suas coroas foram mantidas intactas, sendo feito apenas o selamento do acesso endodôntico com resina composta.

Todos os pinos utilizados foram do sistema para fundição *Parapost (Whaledent International, USA)* e cimentados com cimento à base de fosfato de zinco. Uma máquina universal de testes foi utilizada na execução dos testes. Nos testes de tração, a carga foi ajustada para uma velocidade constante de 5mm/min. Para os testes de resistência a flexão, as amostras foram montadas em ângulo de 45 graus com o longo eixo de aplicação da força e velocidade de 5mm/min. Os resultados não demonstraram diferenças na resistência ao cisalhamento entre pinos anatômicos e estandardizados. Entretanto, quando os modos de falha foram analisados, um núcleo anatômico com efeito férula foi menos propenso à resultar em fratura catastrófica da raiz ou pino. Este estudo também reafirmou os achados de investigações prévias de que a coroa natural intacta de dentes tratados endodonticamente possui resistência à fratura superior a todos os sistemas de pino e preenchimento testados.

Tabela 2: Resistência à fratura nos testes de tração e cisalhamento.

	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA DE FRATURA (N)
GRUPO 1	Pinos estandardizados submetidos à tração	69,9
GRUPO 2	Pinos morfológicos submetidos à tração	104,6
GRUPO 3	Pinos estandardizados submetidos a flexão	217,6
GRUPO 4	Pinos morfológicos submetidos a flexão	203,3
GRUPO 5 (controle)	Coroas mantidas intactas com selamento da câmara pulpar em resina composta e submetidos a flexão	468,4

Fonte: Gluskin et al. (1995).

A proposta do estudo de Loney; Moulding (1995) foi determinar se a aplicação de cargas em diferentes ângulos poderia afetar a resistência à fratura de dentes

restaurados com núcleos fundidos em ouro (*Midi, Williams Dental, Canadá*) utilizando padrões de plástico do sistema *Parapost (Whaledent International, USA)*. Os pinos foram cimentados com cimento à base de fosfato de zinco (*Zinc Cement Improved, Mission Dental, USA*). As coroas foram enceradas, fundidas em liga prata-paládio (*Spartan, Williams Dental, Canadá*) e cimentadas com cimento à base de fosfato de zinco. Os ângulos de incidência de carga foram 110, 130 e 150 graus. As cargas de fratura foram: 110 graus = $372,4N \pm 140,8$; 130 graus = $597,6N \pm 138,5$; 150 graus = $1274,3N \pm 429,9$. Desta forma observou-se, nos trinta dentes estudados, que a carga necessária para que ocorra a fratura aumenta à medida que o ângulo de incidência aproxima-se do paralelismo com o longo eixo do dente. Este estudo evidencia que diferenças significativas na resistência à fratura de dentes restaurados com pinos podem ocorrer como um resultado do ângulo de carga.

Scurria et al. (1995) realizaram um acompanhamento entre 12 e 24 meses de 1.199 dentes tratados endodonticamente, restaurados por 423 cirurgiões dentistas. Trinta e sete por cento dos pré-molares e 40 por cento dos molares não receberam restaurações extra coronárias ou cobertura de cúspide durante o acompanhamento. De 10 a 15% dos dentes (dependendo do tipo de dente) receberam pinos e bases sem a subsequente cobertura extra-coronária. Quando não eram usadas coroas totais, o amálgama era escolhido quatro vezes mais freqüentemente do que compósito para restaurar os dentes posteriores. Estes padrões de restauração de dentes tratados endodonticamente utilizados pelos 423 cirurgiões dentistas não são consistentes com as técnicas suportados pela literatura para este tipo de reconstrução.

Em um estudo piloto, Cohen et al. (1996a) compararam a distribuição de tensão sob a aplicação de cargas oblíquas e verticais utilizando blocos fotoelásticos para quatro tipos de sistemas de pinos: *Flexi-Post* (*Essential Dental Systems, USA*), *Flexi-Flange* (*Essential Dental Systems, USA*), *Parapost* (*Whaledent International, USA*) e *Accesspost* (*Essential Dental Systems, USA*). A distribuição de tensão para os sistemas *Flexi-Post*, *Flexi-Flange* e *Accesspost* foi favorável em todo o comprimento do pino. Contudo, a distribuição de tensão para o sistema *Para-Post* foi assimétrica em relação ao comprimento total do pino, concentrando-se mais apicalmente. Nos testes foram utilizadas cargas verticais de 134N e cargas oblíquas de 89N e 134N.

Cohen et al. (1996b) compararam a resistência à fratura medida em um ângulo de 45 graus de incidência de carga de três sistemas: *Parapost* (*Whaledent International, USA*), *ExactaCast* (*Essential Dental Systems, USA*) e *Luminex 2000* (*Dentatus, Weissman Technology International Inc., USA*). O experimento foi dividido em três grupos de 10 amostras cada. As fundições foram feitas em metal semi-precioso. Os testes foram executados com uma *MTS-810* (*MTS Systems Corporation, USA*) com velocidade de 6,35mm/min, até a fratura. O sistema *ExactaCast* teve a maior média (1262,8N) e o sistema *Luminex 2000* a menor (1134,7N). Os autores não encontraram diferenças significativas entre os três grupos, e a maioria das falhas envolveu fratura dentária.

Em um estudo utilizando o método de elementos finitos para avaliar a distribuição de tensão na dentina de dentes tratados endodonticamente, Holmes; Diaz-Arnold; Leary (1996) simularam uma secção cilíndrica de osso e tecido mole

com 20mm de altura e 10mm de diâmetro. Os dentes foram modelados para representar caninos inferiores tratados endodonticamente e restaurados com núcleos metálicos fundidos e coroas metalocerâmicas. Foram simulados seis grupos variando as dimensões dos pinos: (1) pinos paralelos com 1,4mm X 13mm (Standard); (2) Pinos paralelos com 1,4mm X 10,5mm; (3) Pinos paralelos com 1,4mm X 8mm; (4) Pinos paralelos com 1,2mm X 13mm; (5) Pinos paralelos com 1,6mm X 13mm e (6) pinos cônicos de 0,6 a 1,4mm X 13mm. Uma carga de 100N foi aplicada na direção vestibular com 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes. Concluíram que a distribuição de estresse compressivo ou trativo não foi afetada com as variações nas dimensões dos pinos, sendo que nas cargas de compressão a tensão se concentrou na superfície lingual, e em cargas de tração a tensão localizou-se na superfície vestibular, no terço coronal da raiz.

Kahn et al. (1996), em um estudo *in vitro*, compararam a resistência ao cisalhamento de três sistemas de pinos pré-fabricados rosqueáveis com forças de cisalhamento. Os sistemas utilizados foram *Cytco post* (L. S. Caulk Co., USA), *Vlock Active post* (Brassler, USA), *Flexi-Post* (Essential Dental Systems, USA). O grupo controle não utilizou pinos nos dentes. Os pinos foram cimentados com cimento à base de fosfato de zinco (*Tenacin*, L. S. Caulk Co., USA). Uma carga compressiva de aumento contínuo foi aplicada à cúspide vestibular em um ângulo de 45 graus com o longo eixo dos dentes em uma velocidade de 5mm/min até a falha. Concluíram que a presença de pinos rosqueáveis no espaço pulpar criou fraturas que não foram estatisticamente diferentes dos dentes nos quais pinos não foram colocados. A maioria dos espécimes fraturou com cargas superiores às comumente

observadas pelas forças mastigatórias intraorais fisiológicas, sugerindo que todos os três sistemas podem ser usados clinicamente com segurança.

Quando raiz e suporte dentinários estão comprometidos por ampla perda de mineral das paredes internas do canal radicular, o sistema *LUMINEX (Dentatus, USA)*, que utiliza pinos foto-transmissores com o objetivo de aplicar resina composta no interior do canal para devolver as espessuras originais das paredes radiculares, pode oferecer uma resistência 50% maior à fratura em comparação com o núcleo fundido convencional utilizado diretamente em raízes debilitadas. Esses dados foram obtidos por Saupe; Gluskin; Radke (1996), em um estudo que avaliou quarenta incisivos centrais superiores, submetidos à tensão de cisalhamento em uma máquina universal de testes, com velocidade de 2,0mm/min, até a fratura.

A resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente foi testada por Fraga et al. (1998). Neste estudo dois sistemas foram comparados: G1 - núcleo metálico fundido em liga de níquel-cromo (*Nicron, Vigodent S. A., Brasil*) e, G2 - pinos pré-fabricados de aço (*Obturation screws: FKG, Flückiger & Huguenin Dentaire S.A., Suíça*) com preenchimento do munhão coronal em resina composta híbrida (G2). Os resultados demonstraram que em todos os espécimes do G1 a fratura ocorreu na região cervical das raízes, enquanto no G2 a resina composta fraturou em todos os espécimes. Apesar da maior resistência à fratura encontrada no G1 (média de 483,6N), o sistema utilizado no G2 (média de 309,2N) mostrou-se mais conservador, uma vez que a fratura ocorreu na resina composta e não no elemento dental, o que em uma situação clínica, permitiria a confecção de uma nova estrutura sem necessidade de exodontia do elemento.

Um estudo retrospectivo foi realizado por Fredriksson et al. (1998) avaliando 236 pacientes tratados com o sistema *Composipost* (*Recherches Techniques Dentaires [RTD], França*), que consiste em fibras de carbono alinhadas embebidas em uma matriz de resina epóxica. Um total de 236 dentes foram analisados após 2 ou 3 anos de utilização do sistema. As condições periodontais, sinais radiográficos e resultados protéticos foram registrados. Cinco dentes (2%) foram extraídos como resultado de tratamento duvidoso, mas a falha não foi atribuída ao sistema *Composipost*. Não houve diferenças entre os dentes tratados e os controles com respeito ao acúmulo de placa, saúde gengival e profundidade de sondagem de bolsas. Nenhum pino ou coroa sofreu deslocamento, nenhuma fratura radicular foi registrada e não houve fratura de nenhum pino. Nenhum dos dentes avaliados apresentou reabsorção óssea marginal pronunciada. Para os autores, estes dados indicam que este sistema pode ser uma alternativa viável aos sistemas convencionais, principalmente aos núcleos metálicos fundidos.

Por um período superior à dois anos, Kakehashi et al. (1998) inseriram 24 pinos de zircônia (*CosmoPost, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*) com preenchimento termoprensado (*IPS Empress Cosmo Ingots, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*) em 16 pacientes (12 incisivos, 2 caninos e 10 pré-molares). O período médio de observação foi de 15 meses, variando de 3 a 28 meses. Todos os dentes foram restaurados com coroas cerâmicas (*IPS Empress, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*). Nenhuma falha foi observada no período avaliado. Os resultados estéticos foram considerados excelentes, especialmente quando comparados ao sistema convencional de núcleos metálicos.

Para comparar a resistência à fratura de pré-molares extraídos, Martinez-Insua (1998) utilizaram pinos de fibra de carbono *Composipost (Rtd, França)* (grupo I) e núcleos fundidos em liga de ouro tipo III (*Dentozam-M, Sempsa, Espanha*) (grupo II). Todos os 44 espécimes foram preparados para receber uma restauração de cobertura em uma liga de Ni-Cr (*Wiron 99, Bego, Alemanha*), que foi cimentada ao dente com cimento de ionômero de vidro (*Detac-Cem, ESPE, Alemanha*). A força foi aplicada com um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes e com velocidade de 1 cm/min em uma máquina universal de testes Instron (modelo 1114). Os valores de falha mecânica encontrados foram 1037N ± 531 para o grupo I e 2027N ±1250 para o grupo II. Os dentes restaurados com pinos de fibra de carbono e preenchimento com compósito mostraram falhas na interface pino/preenchimento antes de ocorrer fratura radicular. Em contraste, dentes restaurados com núcleos fundidos demonstraram fraturas radiculares, porém, com cargas que raramente ocorrem clinicamente.

Tortopidis et al. (1998) mediram a força oclusal com diferentes padrões de transdutores em situações distintas. A força de mordida voluntária máxima foi medida em oito voluntários. Os transdutores foram posicionados em três diferentes localizações: entre os dentes anteriores, entre o segundo pré-molar e o primeiro molar unilateralmente e entre os segundos pré-molares e primeiros molares bilateralmente. A maior força foi medida com o transdutor bilateral posterior (média de 580N) e os menores valores com o transdutor localizado na região anterior (média de 286N). Em alguns registros os valores na região posterior ultrapassaram

900N. Concluíram que a variabilidade da força máxima de mordida é muito pequena quando medida na mesma posição em diferentes ocasiões.

Hochman; Zalkind (1999) descreveram uma alternativa estética e funcional para a restauração com pinos e preenchimento. Este método indireto de confecção de um núcleo cerâmico utiliza pinos *CosmoPost* (*Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*) com bases de zircônia (*IPS Empress Cosmo Ingot, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*). Uma desvantagem do pino *CosmoPost* é que ele só é disponível em dois diâmetros. O diâmetro 1,4mm é apropriado para muitos dentes, enquanto que o de 1,7mm é menos versátil devido ao seu largo diâmetro. Os autores recomendaram mais estudos com este sistema e afirmaram que o uso clínico deste método deve ser considerado experimental.

Seis sistemas de reconstrução corono–radicular foram estudados por Sirimai; Riis; Morgano (1999) com o objetivo de comparar sua resistência à fratura e avaliar a incidência de fratura radicular vertical (TAB. 3). Sessenta dentes foram divididos em seis grupos: (1) *Vario-Cast Passive Post* (*Brasseler, USA*), fundido em prata-paládio; (2) *Vaio-Cast Passive Post* (*Brasseler, USA*) de titânio (paralelo, serrilhado); (3) fibras de polietileno trançadas (*Ribbond, Ribbond Inc., USA*) embebidas em resina sem carga (*Heliobond, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*); (4) fibras de polietileno (*Ribbond, Inc.*) embebidas em cimento resinoso com carga (*Variolink, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*); (5) fibras de polietileno (*Ribbond, Ribbond Inc., USA*) e (6) pinos de liga de titânio (*Parapost Plus, Whaledent, USA*) cimentados com cimento resinoso (*Variolink, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*). Com exceção do grupo 1 (núcleo fundido), o material de preenchimento dos demais grupos foi o compósito

Magnacore (Harry J. Bosworth Co, USA). Este estudo mostrou que núcleos feitos a partir de uma fita de fibra de vidro com acomodação direta na estrutura radicular e inserção de resina composta foram eficientes no propósito de reduzir a incidência de fraturas verticais em raízes. Entretanto, a pesquisa também demonstrou que dentes restaurados com restaurações convencionais de núcleos metálicos fundidos e cimentados com cimento à base de fosfato de zinco foram os mais resistentes e registraram mais que o dobro de resistência à fratura quando comparados com dentes tratados com fibras de polietileno e base formada em compósito, embora todos os dentes restaurados com núcleos metálicos fundidos tenham falhado como resultado de fraturas dentárias.

Tabela 3: Valores médios de resistência à fratura.

	SISTEMAS DE RECONSTRUÇÃO	CARGA DE FRATURA (N)
GRUPO 1	<i>Vario-Cast Passive Post</i> , fundido em prata-paládio.	288,6 ± 51,7
GRUPO 2	<i>Vario-Cast Passive Post</i> de titânio (paralelo, serrilhado).	254,7 ± 55,6
GRUPO 3	Fibras de polietileno trançadas (<i>Ribbond</i>) embebidas em resina sem carga (<i>Heliobond</i>).	127,0 ± 26,8
GRUPO 4	Fibras de polietileno (<i>Ribbond</i>) embebidas em cimento resinoso com carga (<i>Variolink</i>).	218,3 ± 20,4
GRUPO 5	Fibras de polietileno (<i>Ribbond</i>).	233,6 ± 42,9
GRUPO 6	Pinos de liga de titânio (<i>Parapost Plus</i>) cimentados com cimento resinoso (<i>Variolink</i>).	201,3 ± 29,1

Fonte: Sirimai; Riis; Morgano (1999)

Estudos de Reagan et al. (1999) compararam cinco sistemas de reconstrução corono-radicular quanto à sua resistência à falha por fadiga. Os pinos pré-fabricados *ParaPost (Whaledent International, USA)* e *Tri-R (Moyco, Moyco Union Broach, USA)* foram utilizados com preenchimento de amálgama (*Dispersalloy*;

Caulk/Dentsply Int, USA) e compósito (*TiCore; Essential Dental Systems, USA*), além de um núcleo fundido com liga de ouro *Olympia (Jelenko, USA)*. A força aplicada foi na magnitude de 44N, e aplicada por dois tambores tanto na superfície vestibular quanto na superfície lingual dos espécimes. Uma rotação do dispositivo aplicador de carga representava quatro ciclos completos de carga vestibular/recuperação e carga lingual/recuperação. Uma velocidade de operação de 1,16 revoluções por segundo foi utilizada e os espécimes foram submetidos a uma frequência de aplicações de carga de 4,66Hz. Sob as condições deste estudo *in vitro* não houve diferença na resistência à carga cíclica nos cinco sistemas testados. Entretanto, os dois grupos que utilizaram resina composta como preenchimento resistiram a um maior número de ciclos até que ocorresse a falha. Neste estudo a falha foi determinada arbitrariamente como sendo de quatro deslocamentos consecutivos vestibulares e linguais maiores que 0,0635mm. Esta pequena vantagem dos grupos que utilizaram resina composta pode ser em virtude do menor módulo de elasticidade deste material, o que permite que absorva melhor o impacto da máquina de teste de fadiga.

Drummond (2000) comparou a resistência de pinos de aço inoxidável e pinos de fibra (*Carbon, Bisco, USA; Aesthetic, Bisco, USA; Light, Bisco, USA e FiberKore, Jeneric-Pentron, USA*) submetidos a teste de tração (*pullout*). Os pinos foram inseridos em terceiros molares humanos e a carga de tensão foi aplicada com velocidade de 2 mm/min. Não houve diferença estatística na resistência à tração entre os grupos. Porém, a termociclagem (6000 ciclos variando entre 7 a 63°C) diminuiu a resistência flexural em todos os sistemas de pinos de fibra testados, quando comparados com os respectivos grupos controle.

Um estudo clínico e radiográfico realizado por Ferrari et al. (2000) avaliou o desempenho de pinos de fibra após 1-6 anos de serviço clínico. Foram analisados um total de 1304 pinos de fibra, sendo 840 *Composiposts (Rtd, França)*, 215 *AEstheti Posts (Bisco, USA)* e 249 *AEstheti Plus Posts (Bisco, USA)*. Foi considerado sucesso clínico quando o pino e munhão coronário estivessem *in situ*, sem sinais clínicos ou radiográficos de falhas técnicas como perda de retenção, fratura radicular ou fratura do pino. Dos 1304 dentes tratados, 25 demonstraram falhas devido ao desalojamento do pino. Todas essas falhas ocorreram nos dentes com menos de 2 mm de dentina coronal remanescente. Outras 16 falhas ocorreram devido a lesões endodônticas periapicais. O índice de sucesso neste estudo foi de 96,8%. As falhas encontradas puderam ser reparadas, com a substituição dos pinos ou recimentação dos mesmos, e com o retratamento das lesões endodônticas e posterior restauração dos elementos. Os resultados indicam que pinos de fibra em combinação com materiais de cimentação resinosos podem ser utilizados rotineiramente.

Butz et al. (2001) compararam reconstruções de compósitos associados à pinos de titânio ou zircônio e núcleos cerâmicos. Os 4 grupos de 16 dentes cada foram: G1= pinos de titânio (*ER 61L16, Komet, USA*) e preenchimento em compósito; G2 = pinos de zircônio (*Cerapost 232L12, Komet, USA*) e preenchimento em compósito; G3, núcleos cerâmicos (cerâmica injetada [*IPS Empress-Cosmo, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*] sobre pinos de dióxido de zircônio [*Cerapost 232L12, Komet, USA*]); G4 = sobrefundição em pinos de ouro (*ER – Heraplat 204L12, Komet, USA*). A ciclagem termomecânica envolveu 1,2 milhão de ciclos em

um simulador de mastigação, com carga de 30N a uma frequência de 1,3Hz em um ângulo de 130 graus e velocidade de 1,5mm/min. em uma máquina universal de testes. A taxa de sucesso foi de 94% para G1, 63% para G2, 100% para G3 e 94% para G4. Os valores médios de resistência à fratura obtidos após o teste destrutivo foram: G1 = 425N ± 155, G2 = 202N ± 212 , G3 = 378N ± 64 e G4 = 426N ± 178. Os menores valores encontrados no G2 foram estatisticamente significantes e todos os pinos de zircônio fraturaram. No G3, algumas fraturas envolveram o terço incisal dos dentes e todos os preenchimentos se separaram dos pinos. Concluíram que a combinação pino de zircônio com preenchimento de compósitos não pode ser recomendado para uso clínico.

Um estudo *in vitro* que avaliou seis sistemas de pinos em quatro estágios clínicos simulados de reconstrução dentária foi realizado por Cornier; Burns; Moon (2001) para determinar quantitativamente a resistência à fratura de cada estágio após aplicação de uma carga estática. Determinaram ainda o modo de falha de cada sistema de pino em cada estágio clínico simulado e também a viabilidade de remoção dos pinos falhos. Os quatro estágios simulados foram: estágio 1) pinos isolados, carregados em teste de flexão de 3 pontos até a falha; estágio 2) pinos isolados, cimentados aos dentes; estágio 3) pinos cimentados aos dentes e bases reconstruídas; estágio 4) reconstrução com pino e base e cobertura com coroas venner. O limite de falha para cada sistema foi significativamente diferente em cada estágio do teste. Os pinos de fibra avaliados obtiveram uma vantagem sobre os pinos convencionais que demonstraram um número maior de pinos irrecuperáveis e fraturas radiculares sem possibilidade de restauração.

A investigação da influência do carregamento por compressão contínua em três diferentes tipos de pinos e preenchimentos (liga de níquel-cromo, resina acetálica, e cerâmica *IPS-Empress* [*Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*]) e seus efeitos nas coroas e dentes, foi realizada por Martínez-González et al. (2001). Trinta caninos superiores foram preparados e divididos em três grupos. Coroas metálicas foram cimentados após as reconstruções radiculares com pino e preenchimento. A carga aplicada foi em ângulo de 45° em relação ao longo eixo dos dentes, com velocidade de 0,5mm/min. Os valores médios de resistência dos dentes no momento da fratura foram de 2120N, 1491N e 2139N nos grupos níquel-cromo, cerâmica *IPS-Empress* e resina acetálica, respectivamente. O grupo do *IPS-Empress* apresentou valores significativamente menores que os demais sistemas, embora as falhas nesse grupo tenham ocorrido somente com cargas bem acima dos valores de cargas oclusais fisiológicas. As propriedades elásticas do grupo da resina acetálica preveniram as fraturas, enquanto núcleos metálicos de níquel-cromo apresentaram uma grande tendência à fratura no nível apical.

Bases artificiais substituem a estrutura dental perdida e contribuem para a retenção e estabilidade da subsequente restauração. O pino é o mecanismo de ancoragem do munhão, o qual suporta a restauração final. A estabilidade do pino e munhão é o fator mais importante no que diz respeito ao sucesso a longo prazo deste tipo de restauração. Segundo Musikant; Cohen; Deutsch (2001), a quantidade de tensões de inserção e funcionais produzidos e distribuídos pelo pino é também associada à retenção. Uma ótima forma de maximizar a retenção e minimizar e distribuir as tensões funcionais pode ser através do uso de um pino paralelo rosqueável com fenda. Enquanto outros fatores, como o nível ósseo, tipo de

oclusão, comprimento radicular e cáries podem afetar o sucesso, o projeto (*design*) do pino e seu material de composição são os fatores preponderantes que afetam a função em longo prazo.

Para comparar a resistência à fratura e o modo primário de falha, Raygot; Chai; Jameson (2001) investigaram três sistemas de reconstrução corono-radicular: pino de fibra de carbono (CFC) (*C-post, RTD, França*); pino de aço inoxidável (*Parapost, Whaledent International, USA*) e preenchimento em resina composta (*Bis-core; Bisco, USA*) e núcleo metálico fundido (*Parapost* com sobrefundição de liga nobre: *PG-200, Engelhart-Baker, Reino Unido*). Trinta incisivos centrais foram utilizados no experimento e submetidos à carga compressiva a uma velocidade de 25,4mm/min, em uma angulação de 130 graus em relação ao seu longo eixo, até que o primeiro sinal de falha fosse observado. As médias dos valores de resistência para os grupos foram: metálico fundido ($374N \pm 104$), fibra de carbono ($307N \pm 33$) e *Parapost* com preenchimento em resina composta ($305N \pm 47$). Entre 70% e 80% dos dentes de qualquer um dos grupos houve fraturas que se localizaram acima do nível ósseo simulado. Concluíram que pinos de fibra de carbono não melhoram a resistência à fratura de incisivos centrais tratados endodonticamente quando comparados com pinos metálicos. Além disso, a incidência de fraturas não passíveis de reparo foi similar entre os três grupos.

Akkayan; Gülmez (2002) investigaram a resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente com 4 sistemas de pinos pré-fabricados. Os 40 caninos utilizados no estudo foram divididos em 4 grupos (Tabela 4) e restaurados com pinos de titânio (*Filpost; Filhol Dental, Irlanda*), pinos de fibra de quartzo (*D. T. Light-Post,*

França), pinos de fibra de vidro (*ParaPost Fiber White; Coltene/Whaleden, USA*) e pinos de zircônia (*CosmoPost; Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*). Todos os pinos foram cimentados utilizando sistema adesivo (*Single Bond Dental Adhesive System; 3M Dental Products, USA*) e cimento resinoso adesivo dual (*RelyX ARC; 3M Dental Products, USA*). O munhão coronário foi reconstituído com resina composta

Tabela 4: Valores médios de resistência à fratura.

	SISTEMAS DE RECONSTRUÇÃO	CARGA DE FRATURA (N)
GRUPO 1	Pinos de titânio (<i>Filpost</i>).	656,1
GRUPO 2	Pinos de fibra de quartzo (<i>D. T. Light-Post</i>).	893,7
GRUPO 3	Pinos de fibra de vidro (<i>ParaPost Fiber White</i>).	743,8
GRUPO 4	Pinos de zircônia (<i>CosmoPost</i>).	773,3

Fonte: Akkayan; Gülmez (2002)

(*Valux Plus; 3M Dental Products, USA*). Os dentes receberam coroas metálicas e foram testados em uma máquina de testes universal (*HA 100; Dartec, Surrey, Reino Unido*), onde se aplicou uma carga compressiva até que ocorresse fratura, carga essa aplicada na superfície palatal com 130 graus de inclinação em relação ao seu longo eixo. Como resultados, o grupo restaurado com pinos de titânio apresentou os valores mais baixos de resistência (656,1N) e apresentou as falhas mais catastróficas. Uma resistência à fratura significativamente maior foi observada nos dentes restaurados com o sistema de fibras de quartzo (893,7N), com fraturas que permitiriam reparos nos dentes. Estes resultados devem levar em conta os módulos de elasticidade dos sistemas utilizados que, no caso do sistema de fibras de quartzo varia de 18 a 47 GPa, similar à dentina. No grupo dos pinos de zircônio, todos os espécimes sofreram fraturas catastróficas.

Heydecke et al. (2002) compararam três sistemas em relação a um grupo controle quanto à sua resistência à fratura após carregamento dinâmico (fadiga). Os dentes foram expostos a 1,2 milhões de ciclos (correspondente a cinco anos de serviço clínico) com 30N de carga, uma inclinação de 130 graus, uma frequência de 1,3Hz em simulador de mastigação controlado por computador. Termociclagem simultânea entre 5 e 55°C foi aplicada por 60 seg com uma pausa intermediária de 12 seg. Os espécimes que não fraturaram no teste dinâmico foram carregados até a fratura com uma velocidade de 1,5mm/min. As cargas foram aplicadas em um ângulo de 130 graus. Os 64 dentes (incisivos centrais maxilares) foram divididos em quatro grupos (Tabela 5). Grupo I: Pinos de Titânio (*ER 61L16; Komet, USA*) e preenchimento com compósito (*Clearfill Core; Kuraray, Japão*); Grupo II: Pinos de zircônia (*Cerapost 232L12; Komet, USA*) e preenchimento com compósito (*Clearfill Core, Kuraray, Japão*); Grupo III: Pinos de zircônia e preenchimento com cerâmica injetada (*Empress-Cosmo; Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*); Grupo IV (controle): preenchimentos em liga de ouro (*Pontor MPF; Métalor, Alemanha*) foram fundidos sobre pinos de ouro pré-fabricados (*ER-Heraplat 204 L12; Komet, USA*). Todos os pinos foram cimentados com *Panavia 21 Ex (Kuraray, Japão)*.

Tabela 5: Valores médios de resistência à fratura (HEYDECKE (2002)).

	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA DE FRATURA (N)
GRUPO I	Pinos de Titânio (<i>ER 61L16</i>) e preenchimento com compósito (<i>Clearfill Core</i>).	450
GRUPO II	Pinos de zircônia (<i>Cerapost 232L12</i>) e preenchimento com compósito (<i>Clearfill Core</i>).	503
GRUPO III	Pinos de zircônia e preenchimento com cerâmica injetada (<i>Empress-Cosmo</i>).	521
GRUPO IV	Controle: preenchimentos em liga de ouro (<i>Pontor MPF</i>) foram fundidos sobre pinos de ouro pré-fabricados (<i>ER-Heraplat 204 L12</i>).	408

Nenhuma diferença estatística significativa foi detectada entre os 4 grupos, sendo que o grupo III atingiu valores de resistência à fratura da ordem de 521N. Pinos de zircônia com preenchimento em cerâmica podem ser recomendados como alternativa estética para a região anterior. Sugerem também que a utilização pinos de zircônia ou titânio com preenchimento de compósito, pode ser uma alternativa aos núcleos fundidos.

Um estudo *in vitro* de Möllersten; Lockowandt; Lindén (2002) comparou a resistência de vários sistemas de preenchimento e pinos de preenchimento. Além disso, comparam a resistência de pinos e preenchimentos em raízes com tratamento endodôntico e preenchimentos feitos em dentes vitais. Nos dentes com tratamento endodôntico foram utilizados pinos de fibra de carbono *Composipost (Recherches Techniques Dentaires [RTD], França)* e núcleos em liga de ouro (*C-gold®; Sjodings, Suécia*). Para os dentes vitais foram testados cimento de ionômero de vidro (*Ketac-Silver, ESPE, Alemanha*) com pinos dentinários rosqueáveis (*Whaledent, USA*), resina composta (*Ariston, Vivadent, Alemanha*) com pinos dentinários rosqueáveis (*Whaledent, USA*) e liga de ouro (*C-gold®; Sjodings, Suécia*) com pinos dentinários paralelos (*Sjodings, Suécia*). Uma variação significativa na resistência foi encontrada entre os sistemas usados nos dentes vitais. Os pinos *Composipost* e os núcleos em ouro apresentaram uma resistência equivalente, 120N e 125N, respectivamente, e não variaram significativamente dos preenchimentos em ouro construídos nos dentes vitais.

Ottl et al. (2002) investigaram as características de fratura de sete diferentes sistemas de pinos endodônticos e as compararam àquelas dos pinos *Perma-dor™*

(*Degussa, Alemanha*) analisados em estudo prévio. Os sistemas investigados foram: (A) pino metálico fundido em paládio (*Perma-dor™; Degussa, Alemanha*) e porção coronária com liga *Phanton (Degussa, Alemanha)*; pinos metálicos sem paládio, sendo (B) *Perma-dor™ (Degussa, Alemanha)*, (C) pino ER platina/irídio (*Komet, USA*) e porção coronária com liga *Phanton (Degussa, Alemanha)*, (D) pino *Endo-Core™* sistema Ptl/Ir (*Metalor, Suíça*) e porção coronária com liga *Phanton (Degussa, Alemanha)*; pinos cerâmicos sendo (E) *Cerapost (Komet, USA)* e porção coronária com *Clearfil™ (Kuraray, Japão)*, (F) bloco de *Alumina/Celay™ (Vita/Mikrono, Vita Zahnfabrik, Alemanha)* e preenchimento coronário com *Alumina Blank/Celay™ (Vita/Mikrono, Vita Zahnfabrik, Alemanha)*, (G) pino de fibra de carbono *Composipost™ (=C-Post) (RTD, França)* e preenchimento com *Clearfil™ (Kuraray, Japão)*. Preenchimento feito de liga *Deva 4™* foram sobrefundidos a 10 pinos *Perma-dor™* adicionais e depois construídos com ombro cerâmico (SMH) na área da cabeça do pino (H). O compósito posterior *Estilux™ posterior VS (Haraeus Kulzer, 1994, Alemanha)*, cujo módulo de elasticidade ($16,4\text{GPa} \pm 1$) corresponde ao da dentina (14 a 18GPa), foi usado para confecção das raízes. Todos os pinos foram condicionados usando o processo *Rocatec™ (ESPE, Alemanha)* e cimentados com cimento resinoso autopolimerizável (*Panavia™ 21 TC, Kuraray, Japão*). As coroas foram cimentadas com o mesmo material. O grupo controle consistiu de raízes sem pinos endodônticos que também receberam coroas. A carga foi aplicada em um ângulo de 135 graus em relação ao longo eixo dos dentes, com uma velocidade de 0,5 mm/min até a fratura. As cargas de fratura dos pinos de ligas metálicas variaram de $242,3 \pm 60,9\text{N}$ (D) a $300,4 \pm 70,2\text{N}$ (C), sem diferenças estatísticas entre estes quatro sistemas. Os valores dos demais grupos foram $300,3 \pm 89,3\text{N}$ (F); $193,5 \pm 57\text{N}$ (E); $208 \pm 67,8\text{N}$ (H); $312,5 \pm 58,8\text{N}$ (G). Os pinos de fibra de carbono (G)

apresentaram a maior carga de fratura. Seu módulo de elasticidade (21GPa) assemelha-se ao da dentina natural, parecendo ter um efeito positivo em suas características biomecânicas.

Hu et al. (2003) compararam a resistência à fratura e o modo de falha de 40 incisivos centrais humanos tratados endodonticamente e restaurados com quatro diferentes sistemas de pino e preenchimento: núcleo fundido em liga de ouro-paládio (*Cameo, Jelenko, USA*) serrilhado paralelo (*Parapost, Whaledent, USA*); pino pré-fabricado serrilhado paralelo (*Parapost, Whaledent, USA*) e preenchimento com resina composta (*Duolink, Bisco, USA*); pino de fibra de carbono (CFC) (*Aestheti-Post, Bisco, USA*) e preenchimento com resina composta (*Duolink, Bisco, USA*); pino cerâmico (*ER-Cerapost, Brasseler, USA*) e preenchimento com resina composta (*Duolink, Bisco, USA*). Todos os espécimes foram preparados para uma restauração de cobertura total metálica. O ângulo de incidência de carga foi de 130 graus em relação ao longo eixo dos dentes, e a velocidade de aplicação da força foi de 2,5mm/min. O modo de falha predominante de cada espécime foi classificado como: deslocamento do pino; fratura da estrutura coronal do dente; e fratura radicular de acordo com sua localização. Os valores médios de fratura para cada grupo foram: grupo 1: 361,8N (SD: 149,2); grupo 2: 252,8N (SD:70,6); grupo 3: 287,5N (SD: 90,7) e grupo 4: 323,5N (SD: 148,4). ANOVA revelou não haver diferença estatística entre os grupos ($p=.232$). A maioria das modalidades de fratura envolveu fratura radicular, que em uma situação clínica significa um prognóstico ruim em função da limitação de opções para recuperação dos elementos dentais.

A hipótese de que a composição dos pinos pré-fabricados estéticos pudesse influenciar na resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente restaurados com estes sistemas, foi avaliada por Maccari; Conceição; Nunes (2003). Trinta incisivos centrais e caninos superiores foram divididos em 3 grupos de 10 dentes cada: Grupo AP (*Aestheti-Post: Bisco, USA*), diâmetro de 1.4mm; Grupo FK (*FibreKor Post: Jeneric/Pentron, USA*), diâmetro de 1.5mm ; Grupo CP (*Cosmopost : Ivoclar- Vivadent, Liechtenstein*), diâmetro de 1.4mm. As porções coronárias foram reconstruídas com compósito *Tetric Ceram (Ivoclar- Vivadent, Liechtenstein)* na cor A1. A velocidade de aplicação da carga compressiva foi de 0,5mm/min. em ângulo de 45 graus, aplicada no terço médio lingual da porção coronária. O grupo restaurado com *Cosmopost* teve uma resistência à fratura média ($365 \pm 166\text{N}$) significativamente menor do ponto de vista estatístico do que os grupos restaurados com *FibreKor* ($857 \pm 177\text{N}$) e *Aestheti-Post* ($835 \pm 26,7\text{N}$). Todos os pinos de zircônia (*Cosmopost*) fraturaram, o que é uma desvantagem clínica considerando a dificuldade apresentada na remoção do fragmento cerâmico para possibilitar o retratamento do dente. Nos outros dois sistemas houve apenas fratura do compósito, com exceção de um espécime restaurado com *Aestheti-Post* em que houve fratura radicular associada. Esse modo de falha do grupo CP pode ser explicado pelo alto módulo de elasticidade de 170GPa, comparado com 40GPa do grupo FK (pino de fibra de vidro) e 120GPa do grupo AP (pino de fibra de carbono).

O estudo clínico prospectivo realizado por Malferrari; Monaco; Scotti (2003) avaliou a taxa de sucesso de 180 dentes tratados endodonticamente e restaurados com pinos de fibra de quartzo (*Aestheti Plus, RTD, França*) e resina composta (*Bis-Core, Bisco, USA*), e finalizados com coroas metalo-cerâmicas ou totalmente

cerâmicas após um período de 30 meses. Foram 132 pacientes (idade entre 18 e 65 anos) tratados por 13 diferentes operadores. Os parâmetros de acompanhamento considerados relevantes foram: número de canais, tecido dental remanescente, forma do canal radicular e dentes antagonistas. Três dentistas avaliaram o desempenho clínico dos dentes restaurados. Foi considerado sucesso clínico se o pino e o preenchimento estivessem *in situ* sem nenhum deslocamento ou separação do pino, sem descolamento da coroa ou prótese e sem fratura do pino, preenchimento ou raiz. Após um período de 30 meses, 3 falhas foram detectadas, todas durante a utilização das coroas provisórias. A primeira envolveu fratura da resina composta de preenchimento. As outras duas falhas envolveram fraturas adesivas e separação do conjunto cimento-pino-preenchimento das paredes dos canais radiculares. Ambos apresentavam pouca estrutura dental remanescente e canais amplos provavelmente devido ao excesso de preparação durante a terapia endodôntica. Nenhuma coroa ou prótese se deslocou, e nenhuma fratura do conjunto pino-preenchimento ou raiz foi detectada. Nenhuma variação significativa em termos de saúde dos tecidos periodontais foi observada. A porcentagem de falha observada foi de 1,7%, mas foi possível realizar a recolocação dos trabalhos protéticos em todos os três casos.

Fokkinga et al. (2004) buscaram agregar dados da literatura sobre estudos *in vitro* de sistemas de pinos de compósito reforçados por fibras (FRC) pré-fabricados com relação a sua carga e modo de falha, comparando-os com os dados referentes aos pinos metálicos pré-fabricados, pinos cerâmicos e núcleos metálicos. Sistemas metálicos fundidos mostraram valores mais elevados de carga de falha do que sistemas de pinos FRC pré-fabricados. Do ponto de vista de resistência à fratura, os

dados revelaram modos de falha significativamente mais favoráveis para os pinos pré-fabricados FRC, comparado aos pinos metálicos pré-fabricados e fundidos. Foi enfatizado que um modo de fratura passível de reparo poderia ser mais importante do que uma alta resistência à fratura.

Um estudo clínico longitudinal para determinar a associação de fatores relacionados aos materiais, técnicas ou pacientes com fraturas de pinos metálicos foi realizado por Fox, Wood e Youngson (2004). Oitenta e quatro pacientes foram avaliados por um período de 5 anos, totalizando 85 pinos fraturados. Detalhes clínicos e radiográficos de cada fratura foram coletados. As fraturas ocorreram predominantemente em incisivos maxilares (40 incisivos laterais e 30 incisivos centrais) e caninos (8 fraturas). A maioria das fraturas ocorreu durante função normal e houve apenas um relato de trauma recente. Em 68 casos, o tempo decorrido da instalação do pino metálico até sua fratura variou de 1 a 240 meses (20 anos), sendo que o tempo médio foi de 58 meses (4,8 anos). Além disso, 47% das fraturas ocorreram dentro dos primeiros dois anos, 72% dentro de 5 anos e 87% dentro de 10 anos. Isso sugere que as razões para as falhas não podem ser as mesmas para todos os pinos fraturados. A forma geométrica dos pinos fraturados variou enormemente, mas elas podem ser divididas em basicamente duas, paralelas e cônicas. O pino mais comum foi o pino paralelo serrilhado (56%). A maioria dos pacientes possuíam uma dentição completa (28 dentes). Portanto, não se pode afirmar que uma completa dentição tenha um efeito protetor contra o risco de fratura e sugere-se que uma análise oclusal deve ser feita para cada paciente.

Lassila et al. (2004), investigaram as propriedades flexurais e valores de carga de fratura de diferentes tipos de pinos de compósitos reforçados com fibras (FRC) e compararam seus valores com um novo material FRC de alta resistência. Além disso, determinaram a influência da ciclagem térmica nas propriedades flexurais. Dezesete pinos de várias marcas e diâmetros de fibra de vidro unidirecional contínua foram testados. Cinco pinos de cada tipo foram testados secos e cinco após termociclagem em água (12000 ciclos, 5°C / 55°C). O teste de flexão de três pontos de acordo com norma ISO 10477 foi utilizado para medir a resistência e o módulo flexural dos espécimes de pinos FRC. Um novo material composto com fibras de vidro unidirecionais (*EverStick-post, StickTech, Finlândia*) foi utilizado como controle e testado sob as mesmas condições. A análise com ANOVA mostrou que a termociclagem, o tipo de material e diâmetro do espécime tem um efeito significativo na carga de fratura e na resistência flexural. A maior resistência flexural encontrada foi com o *EverStick* ($1144.9 \pm 99.9\text{MPa}$). De um modo geral a termociclagem diminuiu o módulo flexural dos espécimes testados em aproximadamente 10%, e a resistência e carga de fratura em aproximadamente 18%. Um certo grau de porosidade foi encontrado em todos os pinos FRC, enquanto o *EverStick* apresentou uma matriz sólida sem porosidade. Todos os espécimes de pinos FRC demonstraram um aumento de carga de fratura quanto menor o diâmetro do pino. Segundo os autores, deve ser observado que o módulo flexural do material é apenas um parâmetro que influencia na geração das tensões. O diâmetro do pino, conforme demonstrado por este estudo, deve ser também levado em conta.

Rosentritt et al. (2004) compararam a resistência à fratura e adaptação marginal de coroas totais cerâmicas cimentadas sobre núcleos cerâmicos, pinos de

fibra de vidro, pinos de titânio e um grupo controle sem pino. Os espécimes foram submetidos à ciclagem mecânica e térmica simulando um período de serviço de 5 anos (6000 ciclos de termociclagem [5°C/55°C], 1.200.000 ciclos mastigatórios a 135° [50N]). Após esta etapa, os espécimes foram carregados em ângulo de 135° até que a falha ocorresse. Os modos de falha foram divididos em: (A) fratura radicular, (B) fratura da coroa, (C) fratura da coroa e preenchimento e (D) fratura dentária, luxação do pino. Os valores médios de resistência à fratura do grupo restaurado com pinos cerâmicos foi de 580N e do grupo restaurado com pinos de fibra de vidro 505N. Antes da execução dos ensaios termomecânicos, todos os materiais mostraram um *gap* marginal menor que 5%. Após os ensaios esses valores variaram entre 6 e 14% de *gap* marginal, sendo que a maior desadaptação foi do grupo restaurado com pinos de titânio (14%).

Galhano et al. (2005) avaliaram a resistência flexural de oito diferentes pinos de fibra: G1: *C-Post* – pino de fibra de carbono (*Bisco, USA*); G2: *Aestheti-Post* – pino de fibra de carbono e fibra de vidro (*Bisco, USA*); G3: *Aestheti-Plus* – pino de fibra de vidro (*Bisco, USA*); G4: *Light-Post* – pino de fibra de vidro translúcido (*Bisco, USA*); G5: *D. T. Light-Post* – pino de fibra de vidro translúcido (*Bisco, USA*); G6: *Parapost White* – pino de fibra de vidro (*Coltene, USA*); G7: *Fibrekor* – pino de fibra de vidro (*Jeneric Pentron, USA*); G8: *Reforpost* – pino de fibra de vidro (*Ângelus, Brasil*). Foram utilizados 8 pinos para cada grupo e mais 2 pinos de cada grupo que não foram testados. Os pinos foram seccionados perpendicularmente ao seu longo eixo e observados em microscópio eletrônico de varredura. A análise estatística revelou que G2 (677,4MPa ± 18,3) e G3 (666,2MPa ± 18,1) apresentaram os maiores valores de resistência flexural e G8 (433,8MPa ± 46,4) revelou o menor

valor comparado com os demais grupos. Fatores como composição dos pinos, assim como sua integridade, tamanho, densidade, distribuição das fibras e natureza da união entre a matriz e as fibras, podem ser fatores determinantes para os diferentes valores de resistência flexural. Segundo os autores, os resultados obtidos permitem a sugestão de que estes materiais podem apresentar uma melhor resposta aos esforços mastigatórios se a superioridade exibida na aplicação direta de carga nos pinos fosse considerada. Portanto, estudos *in vitro* para avaliação da resistência flexural de dentes restaurados com pinos de fibra e materiais resinosos, assim como avaliações clínicas, poderiam ser conduzidos para corroborar a escolha dos melhores materiais e técnicas restauradoras.

Naumann et al. (2005), em estudo de observação clínica prospectiva, acompanharam 122 pacientes que tiveram seus dentes restaurados com pinos endodônticos de fibra de vidro. Cento e quarenta e nove dentes foram restaurados com diferentes estágios de perda de tecido duro e o índice de sucesso bem como os fatores de risco foram avaliados. O acompanhamento ocorreu por um período de 5-56 meses. Foram observadas 31 falhas, resultando em uma média anual de falha de 6,7%. Fratura do pino foi a causa mais freqüente (14,45%) e perda de retenção, a segunda causa de falha mais freqüente (9,29%). Este tipo de falha permitiu que todos os 31 dentes pudessem ser novamente restaurados como antes. O tipo de dente, tipo de restauração final e a presença de contatos proximais são fatores significantes que influenciam as taxas de falhas. Incisivos e caninos falharam três vezes mais do que pré-molares e molares. Dentes restaurados com coroas unitárias tiveram quatro vezes mais falhas do que dentes restaurados para próteses fixas. O índice de falha foi também três vezes maior para os dentes sem nenhum contato

proximal. Os ângulos de incidências de forças, mais horizontais para os dentes anteriores, podem explicar o padrão de falha, bem como a ausência de contatos proximais, o que impossibilita a distribuição de cargas com os dentes vizinhos.

Um estudo de Naumann; Sterzenbach; Pröschel (2005) introduziu um modo modificado de teste dinâmico com aumento gradual da carga e examinou se esta poderia ser uma alternativa para os métodos costumeiros de carregamento estático ou simulação mastigatória. A investigação foi realizada com dois tipos de pinos, sendo um rígido (titânio [*ER-System, Komet, USA*], módulo de elasticidade de 100 GPa), utilizado nos grupos 1-3, e outro mais flexível (fibra de vidro [*DentinPost, ER-System, Komet, USA*], módulo de elasticidade de 30GPa), utilizado nos grupos 4-6. Os espécimes dos grupos 1 e 4 sofreram carregamento linear compressivo, até que ocorresse a fratura. Os grupos 2 e 5 foram submetidos a carregamento cíclico gradual. Cada nível de força foi aplicado por 100 ciclos e foram aumentados em intervalos de 50N até que ocorresse a fratura. Antes do carregamento, os espécimes foram submetidos a 2000 ciclos de termociclagem entre 5 e 55°C. Os espécimes dos grupos 3 e 6 foram expostos a 1,2 milhão de ciclos de fadiga termomecânica em um simulador de mastigação. A carga com amplitude de 0-50N foi aplicada 3mm abaixo do bordo incisal na superfície palatal das coroas, com 10.000 ciclos de termociclagem simultânea entre 5 e 55°C. A hipótese de que o tipo de carregamento não tem impacto na resistência à fratura de dentes endodonticamente tratados e restaurados com pino e coroa protética é suportada pelo fato de que todos os dentes fraturaram com cargas ao redor ou acima de 400N. Devido a este limite ser superior aos valores relatados das forças de mastigação que ocorrem clinicamente de 50-240N, todos os métodos produziram resultados considerados seguros. Entretanto, a

hipótese teve que ser rejeitada, porque ocorreram diferenças significativas na resistência dos dentes entre os métodos de carregamento dinâmico e carregamento estático. O teste dinâmico com aumento gradual da carga pode ser considerado uma alternativa econômica para a simulação mastigatória, porque fornece resultados equivalentes ao carregamento cíclico convencional. A recomendação para uso clínico de alguns sistemas de pinos baseada em testes de carregamento estático deve ser considerada com alguma reserva.

Stricker e Göhring (2005) avaliaram a resistência à fratura de pré-molares humanos antes e após tratamento endodôntico, e compararam estes dados com os resultados dos mesmos testes aplicados em pré-molares restaurados com núcleo metálico fundido em ouro, pinos de zircônia com preenchimento em cerâmica vítrea prensada, pinos de fibra de vidro com preenchimento em resina composta ou *endo-crowns*. Quarenta e oito dentes foram divididos em seis grupos. No grupo I os dentes foram mantidos sem nenhum preparo ou tratamento endodôntico. O grupo II teve os dentes submetidos a tratamento endodôntico e a sua coroa restaurada com resina composta. No grupo III, as coroas clínicas foram removidas e feito um preparo com 2 mm de profundidade no canal e um chanfro de 0,5 mm. No grupo IV, as coroas foram removidas e os canais foram preparados para receber pinos de fibra de vidro (*FRC Postec, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*) e munhão coronário de resina composta (*Tetric Ceram, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*). O grupo V recebeu pinos de zircônia (*Cosmopost, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*) e preenchimento com cerâmica vítrea (*IPS Empress 2, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*). O grupo VI foi preparado para receber pinos metálicos de liga nobre (*Moser RCP, Cendres e Metaux, Suíça*) e sobrefundição em ouro (*Aurofluid, Metalordental, Suíça*) que foram

cimentados com cimento de ionômero de vidro (*Ketac Cem, 3M Espe, USA*). Todos os dentes dos grupos III – VI foram restaurados com coroas totais em resina composta (*Tetric Ceram, Ivoclar-Vivadent, Liechtenstein*) na forma de pré-molares, que foram cimentadas com cimento resinoso. Para quantificar as mudanças na adaptação marginal usando o MEV, impressões foram feitas antes e depois da ciclagem termomecânica. Todos os espécimes foram carregados mecanicamente no centro da face oclusal das coroas em um mastigador controlado por computador (*CoCoM 2; PPK, Suíça*). Foi realizado 1,2 milhão de ciclos a 49N com frequência de 1,7Hz e termociclagem simultânea com 3000 ciclos de 5°-55°C. Foi utilizado corante para evidenciação das desadaptações e os dentes foram submetidos a testes destrutivos. Os valores da carga de ruptura foram registrados (N) e os modos de fratura foram analisados. A adaptação marginal e a carga de fratura foram comparadas entre os grupos. Um significativo decréscimo na adaptação marginal foi encontrado nos grupos III e IV após termociclagem e carregamento mecânico na interface dente e cimento resinoso. No grupo V, a interface cimento resinoso-coroa também teve um significativo decréscimo. O grupo I apresentou uma média de carga de fratura de 849.0 ± 94N. No grupo II a média foi de 1031,9 ± 266N. Metade dos espécimes exibiram fraturas radiculares parciais, independente das infra-estruturas utilizadas. Todos os pinos estudados apresentaram um efeito positivo na adaptação marginal da interface dente-cimento resinoso, mas não no modo ou carga de falha das coroas de resina composta.

Hayashi et al. (2006) testaram as hipóteses de que não há diferença na resistência à fratura de dentes despolpados restaurados com diferentes tipos de sistemas pino-preenchimento e cobertura com coroas totais. Pré-molares superiores

humanos foram utilizados no experimento e restaurados com: pinos de fibra de vidro (*D. T, Light Post, Bisco, USA*); pinos metálicos pré-fabricados (*AD Post, Kuraray Medical Inc., Japão*); núcleos metálicos fundidos em liga de ouro (*Casting Gold Type II, Morita Co., USA*) obtidos a partir de um padrão de cera. Todos os pinos foram cimentados com cimento resinoso (*Duolink, Bisco USA*) e o material de preenchimento foi resina composta (*Biscore, Bisco, USA*). Dentes hígidos preparados para coroa total serviram como controle. Os 48 pré-molares foram divididos em 8 grupos (6 dentes cada), sendo que 4 grupos sofreram carga em um ângulo de 90 graus em relação ao longo eixo do dente e outros 4 grupos com angulação de 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes, em uma velocidade de 0,5mm/min. Sob estas condições de carga, a combinação de pinos de fibra de vidro e preenchimento em resina composta com recobrimento e uma coroa total metálica mostrou-se o método mais protetor para a estrutura dental remanescente, uma vez que a maioria das fraturas foram limitadas à região cervical da raiz incluindo a interface preenchimento/dentina. Este tipo de fratura é mais fácil de ser reparada.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar o comportamento de dentes submetidos a testes de cisalhamento quanto a sua resistência à fratura, quando restaurados com núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco, núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso e pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta, sendo, desta forma, necessário:

- a) Avaliar a resistência à fratura dos 3 grupos durante os testes de cisalhamento;
- b) Analisar qualitativamente o modo de falha;
- c) Testar a hipótese de que o grupo restaurado com o núcleo metálico passivo apresenta uma maior resistência à fratura ou um melhor modo de falha, quando comparado ao núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco, uma vez que sua cimentação é executada com cimento resinoso, que atuaria como um amortecedor e reduziria a transmissão de cargas ao remanescente radicular;
- d) Comparar os três sistemas entre si em relação a:
 - Nível de resistência;
 - Análise da superfície de fratura e identificação do mecanismo predominante;
 - Tipo de fratura e emprego clínico.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DISPOSITIVOS E EQUIPAMENTOS UTILIZADOS

Os dispositivos, equipamentos, fabricantes e países de origem estão apresentados no QUADRO 1.

Dispositivos e equipamentos	Fabricantes	Países
Centrífuga	<i>Sitmáquinas</i>	Brasil
Delineador Standard	<i>Pro-Dell</i>	Brasil
Estereoscópio SZ60	<i>Olympus</i>	Japão
Fotopolimerizador	<i>Dabi Atlante</i>	Brasil
Instron Universal Test 4444	<i>Instron Corporation</i>	USA
Paquímetro digital LS Starrett 721A-6/150	<i>Starrett</i>	USA
Suporte de fixação do corpo de prova		

Quadro 1 – Dispositivos, equipamentos e países de origem.

4.2 MATERIAIS UTILIZADOS

Os materiais, fabricantes e países de origem estão apresentados no Quadro 2.

Materiais	Fabricantes	Países
Ácido fóstórico a 37% - <i>Acid Gel</i>	<i>Villevie</i>	Brasil
Agente silano - <i>Silano</i>	<i>Dentsply</i>	USA
Álcool 70°	<i>B. M. 70</i>	Brasil
Azul de metileno 0,5%	<i>Dermus</i>	Brasil
Base de esmalte (<i>Revlon</i>)	<i>Greenwood</i>	Brasil
Broca Carbide	<i>KG Sorensen Ind. Com. Ltda.</i>	Brasil
Broca diamantada esférica n° 2	<i>KG Sorensen Ind. Com. Ltda.</i>	Brasil
Broca lentulo	<i>Injecta Prod. Odontol.</i>	Brasil
Broca multilaminada cilíndrica	<i>Dentsply/Maillefer</i>	USA
Brocas cilíndricas seqüenciais	<i>Jeneric Pentron</i>	USA
Brocas Gates n° 1, 2 e 3	<i>Dentsply/Maillefer</i>	USA
Cera utilidade - <i>Wilson</i>	<i>Polidental</i>	Brasil
Cimento de óxido de zinco e eugenol (ZOE)	<i>S.S. White</i>	USA
Cimento de zinco	<i>S.S. White</i>	USA
Cimento obturador provisório (<i>Cimpat Branco</i>)	<i>Septodont</i>	Brasil
Cimento resinoso - <i>Rely X ARC</i>	<i>3M ESPE</i>	USA
Cones de guta percha e cones de papel absorvente	<i>Endpoints Ind. Com. Ltda.</i>	Brasil
Discos de carbetto de silício	<i>Dentorium</i>	USA
Espátulo <i>Thompson</i>	<i>Union Broach</i>	USA
Liga de cobre-alumínio - <i>Goldent L. A.</i>	<i>AJE Goldent Com. Ltda.</i>	Brasil
Liga de níquel-cromo	<i>Durabond MS</i>	Brasil
Limas K, 1ª série	<i>Injecta Prod. Odontol.</i>	Brasil
Óxido de alumínio	<i>Knebel Prod. Dent. Ltda.</i>	Brasil
Padrão plástico para pino - <i>Pin-Jet</i>	<i>Ângelus</i>	Brasil
Pincel - <i>Cavibrush</i>	<i>FGM</i>	Brasil
Pincel - <i>Pinctore</i>	<i>Tigre</i>	Brasil
Pino de fibra de vidro - <i>Reforpost</i>	<i>Ângelus</i>	Brasil
Placa de vidro	<i>JON</i>	Brasil
Poliéter de moldagem - <i>Impregun F</i>	<i>ESPE</i>	USA
Raspadores tipo Grace	<i>Neumar</i>	Brasil
Resina acrílica autopolimerizável - <i>Jet</i>	<i>Clássico</i>	Brasil
Resina acrílica - <i>Duralay</i>	<i>Dental Mgf. Co.</i>	USA
Resina acrílica - <i>Vipiflash</i>	<i>Vipi</i>	Brasil
Resina composta - <i>Charisma</i>	<i>Kulzer</i>	Alemanha
Revestimento refratário - <i>Heat Shock</i>	<i>Polidental</i>	Brasil
Silicone de moldagem - <i>Oranwash L</i>	<i>Zermack</i>	Itália
Sistema adesivo - <i>Scotchbond Multipurpose Plus</i>	<i>3M Dental Products</i>	USA
Sonda modificada	<i>Golgran</i>	Brasil
Sonda exploradora	<i>Golgran</i>	Brasil
Soro fisiológico	<i>Texon</i>	Brasil
Taça de borracha	<i>KG Sorensen Ind. Com. Ltda.</i>	Brasil
Vaselina sólida	<i>Rioquímica</i>	Brasil

Quadro 2 – Materiais utilizados, fabricantes e países de origem.

4.3 MÉTODO

O projeto de pesquisa foi submetido à análise pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina, sob o nº 068/06, e o parecer dos relatores foi favorável à aprovação por unanimidade em reunião do Comitê na data de 29 de maio de 2006.

Foram selecionados 30 dentes humanos (pré-molares unirradiculares), extraídos e livres de qualquer tipo de lesão de cárie ou abrasão/erosão (FIG. 1), coletados por cirurgiões-dentistas em clínicas privadas nas cidades de Florianópolis e Criciúma, em Santa Catarina, após termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) devidamente lido, compreendido e assinado pelos pacientes doadores (APÊNDICE A). Os dentes extraídos foram mantidos em soro fisiológico logo após sua remoção e armazenados à temperatura ambiente, em recipientes individualizados e etiquetados com os dados do doador.



Figura 1: Trinta pré-molares humanos unirradiculares selecionados para a execução da pesquisa.

Os dentes foram selecionados buscando a melhor uniformidade possível no seu comprimento total, comprimento e diâmetro radicular. Este procedimento foi

executado utilizando um paquímetro digital (*LS Starrett 721A-6/150, Starrett, USA*) e as raízes foram medidas no seu comprimento total e diâmetros cervical, médio e apical (TAB 6, APÊNDICE B).

Os dentes foram limpos com raspadores tipo Grace (*Neumar, Brasil*) para remoção de pigmentos, tártaro e ligamento periodontal. Um polimento dos dentes foi realizado utilizando pasta profilática à base de pedra pomes, com taça de borracha (*KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Brasil*) em baixa rotação (FIG. 2 e 3).

Todos os dentes selecionados foram submetidos a tratamento endodôntico pela técnica da condensação lateral (FIG. 4) e tiveram suas coroas removidas 1mm acima do limite amelo-cementário a partir das superfícies proximais, com o auxílio de discos de carbeto de silício (*Dentorium, USA*) (FIG. 5). Entre as etapas de preparo dos dentes, as entradas dos condutos radiculares permaneceram seladas com cimento obturador provisório (*Cimpat Branco, Septodont, Brasil*) e os dentes mantidos em recipientes contendo soro fisiológico.

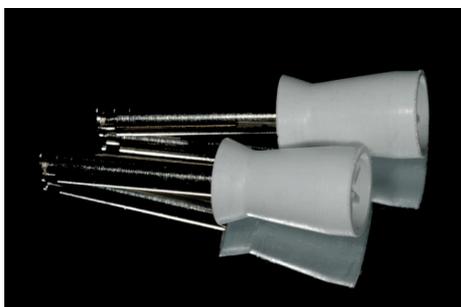


Figura 2: Taça de borracha (*KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Brasil*)



Figura 3: Polimento dos dentes utilizando pasta profilática à base de pedra pomes, com taça de borracha.

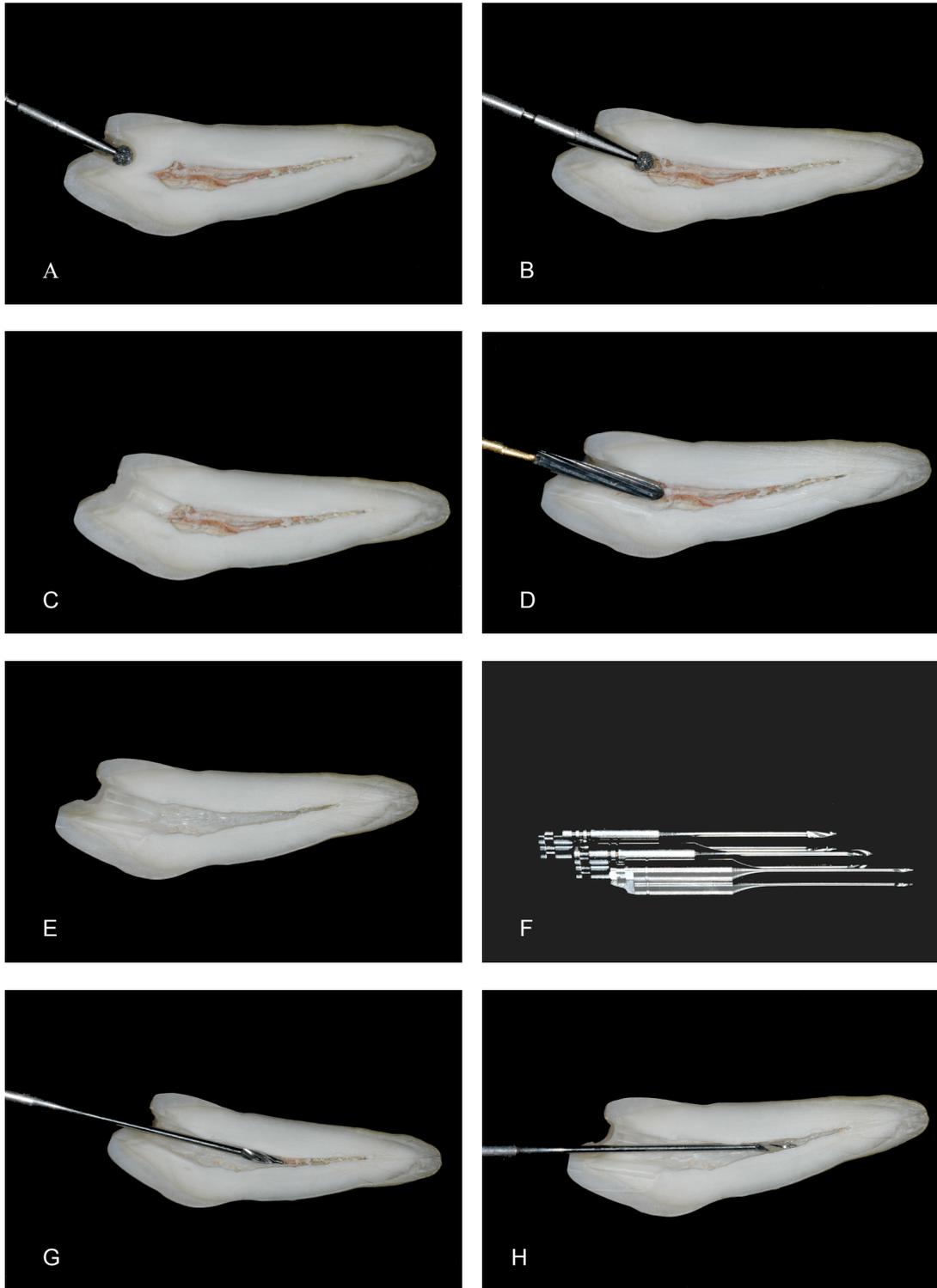


Figura 4: **A** – Início da abertura endodôntica com broca diamantada esférica nº 2 (KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Brasil); **B** – Acesso à câmara pulpar; **C** – Abertura endodôntica concluída; **D** – Regularização da abertura endodôntica com broca multilaminada cilíndrica (Dentsply-Maillefer, USA); **E** – Câmara pulpar e conduto radicular esvaziados; **F** – Brocas Gates nºs 1, 2 e 3 (Dentsply-Maillefer, USA) para preparo do conduto radicular; **G** – Utilização de broca Gates na entrada do conduto radicular; **H** – Utilização de broca Gates no terço médio do conduto radicular.

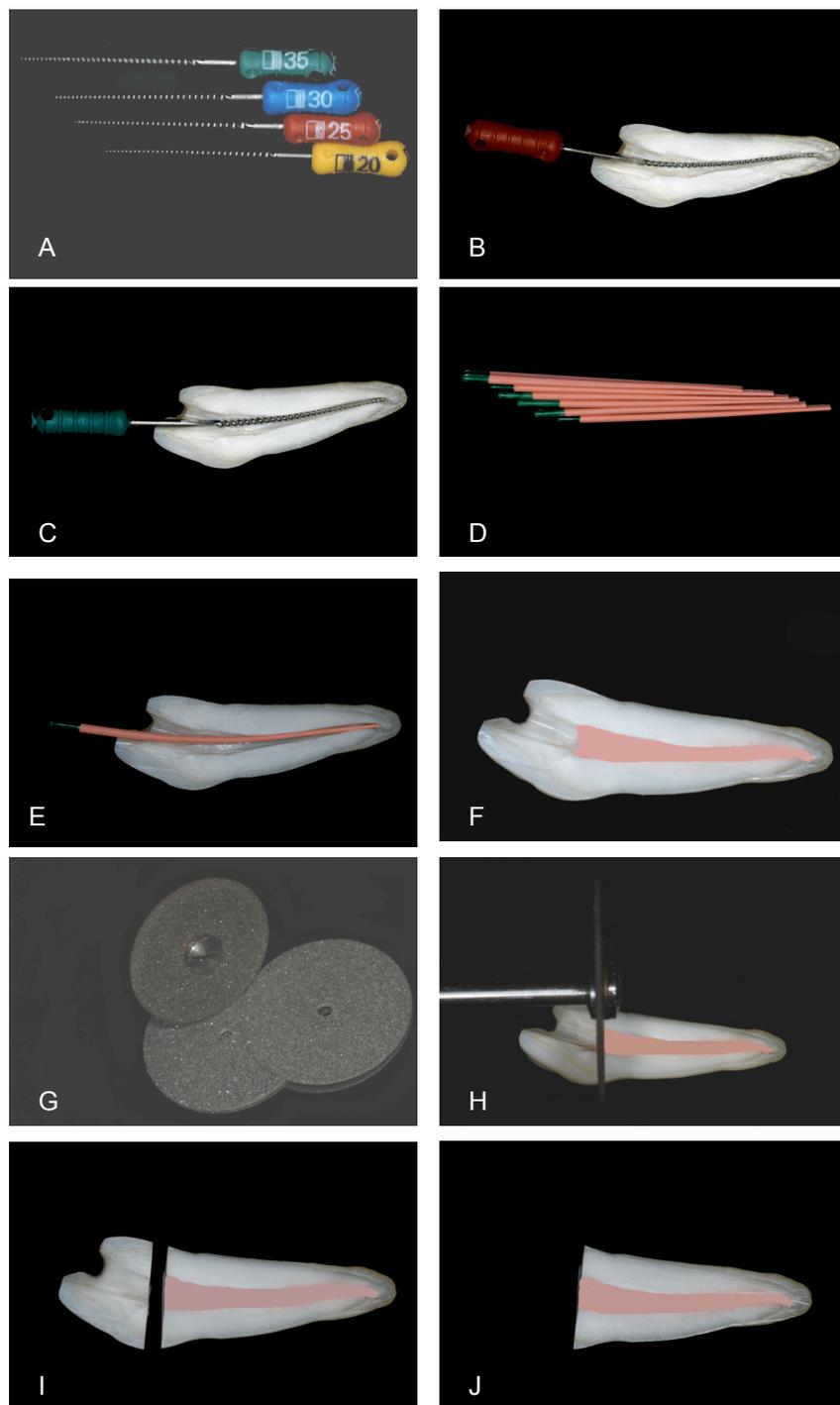


Figura 5: **A** – Limas K, 1ª. Série (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*), para modelagem do conduto. **B** – Alargamento do conduto radicular com lima K # 25 (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*); **C** – Alargamento do conduto radicular com lima K # 35 (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*); **D** – Cones de guta percha para obturação do canal radicular (*EndoPoints Ind. Com. Ltda., Brasil*); **E** – Prova do cone principal no comprimento de trabalho para modelagem; **F** – Obturação do conduto radicular pela técnica da condensação lateral com cimento de óxido de zinco e eugenol (ZOE, *S.S.White, USA*) e cones de guta percha acessórios (*EndoPoints Ind. Com. Ltda., Brasil*); **G** – Discos de carbeto de silício (*Dentorium, USA*) para secção da porção coronal do elemento dental; **H** – Posicionamento do disco para execução da secção coronal 1mm acima do limite amelocementário, **I** – Coroa seccionada; **J** – Porção radicular utilizada para confecção do corpo de prova.

Os dentes foram divididos aleatoriamente em três grupos de 10 dentes cada um: G1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco), G2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso) e G3 (pino de fibra de vidro e base em resina composta). Durante as diversas etapas de preparo, os dentes foram mantidos em recipientes contendo soro fisiológico (*Texon, Brasil*).

GRUPO	Nº DE DENTES	RECONSTRUÇÃO RADICULAR
G1	10	Núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco
G2	10	Núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso
G3	10	Pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada em resina composta

Quadro 3: Grupos, número de dentes e sistemas de reconstrução radicular.

4.3.1 Descrição dos Grupos

4.3.1.1 Grupo 1 (G1)

O G1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco) é o grupo controle. Os dentes deste grupo foram preparados para receber um núcleo metálico fundido convencional. Os condutos foram esvaziados com uma sonda modificada (*Golgran, Brasil*) aquecida, e preparados com brocas cilíndricas seqüenciais (*Jeneric Pentron, USA*), em baixa rotação, de espessuras 1.0mm, 1.25mm e 1.5mm, até uma profundidade de 10mm, que corresponde a aproximadamente 2/3 do comprimento radicular (FIG. 6). Os condutos foram então

limpos com jatos de água e secos com jatos de ar. Em seguida os condutos foram limpos com algodão embebido em álcool 70° (*B.M.70, A.P.C. Álcool Ltda, Brasil*), novamente lavados com jatos de água e secos com jatos de ar e pontas de papel absorvente (*EndoPoints Ind. Com. Ltda., Brasil*). Estes procedimentos foram realizados para eliminar resíduos de dentina e dos materiais utilizados para tratamento endodôntico. Os condutos foram isolados com vaselina sólida (*Rioquímica, Brasil*) com o auxílio de um pincel (*Pinctore, Tigre, Brasil*). Um padrão plástico para o pino (*Pin-Jet, Ângelus, Brasil*) foi modelado em resina acrílica (*Duralay, Dental Mgf. Co., USA*), para posterior fundição em liga de cobre-

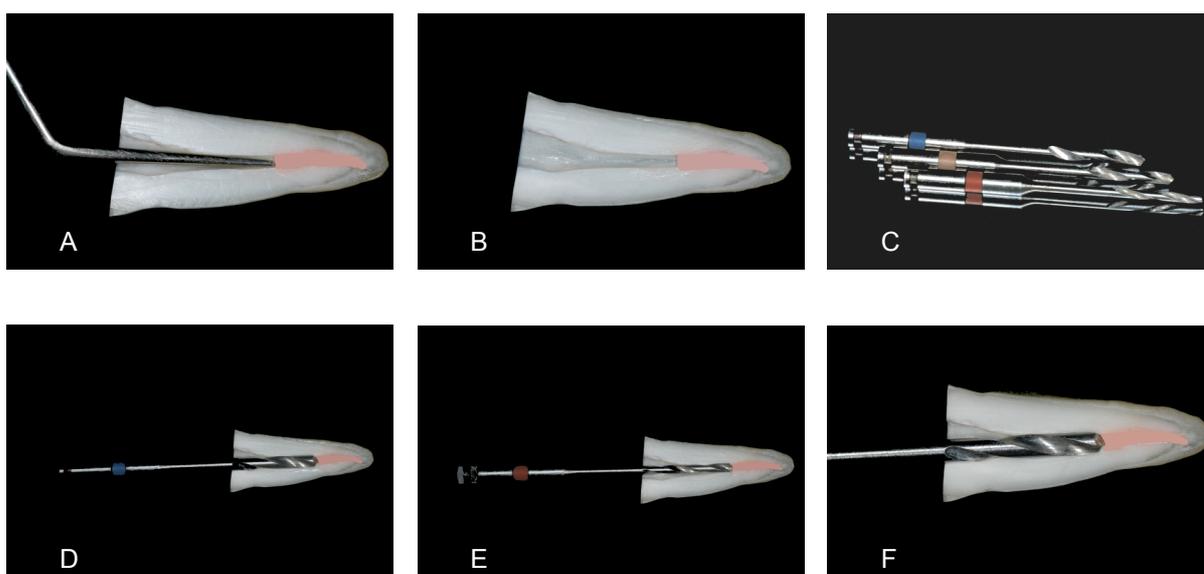


Figura 6: **A** – Utilização de sonda modificada aquecida para remoção da guta percha até uma profundidade de 10mm; **B** – Guta percha removida em uma profundidade de 10mm; **C** – Brocas cilíndricas de 1.0mm, 1.25mm e 1.5mm de espessura, para preparo do conduto radicular; **D** – Preparo do conduto radicular com a broca de 1mm de espessura; **E** – Preparo do conduto radicular com a broca de 1.5mm de espessura; **F** – Detalhe da broca posicionada após o alargamento do conduto.

alumínio (*Goldent L.A., AJE Goldent Com. Ltda., Brasil*) (FIG. 7). Os pinos foram fundidos pela técnica de inclusão do padrão em revestimento refratário (*Heat Shock, Polidental, Brasil*), técnica da cera perdida e injeção do metal em centrífuga

(*Sitmáquinas, Brasil*). Antes da cimentação, os núcleos foram jateados com óxido de alumínio (*Knebel Prod. Dent. Ltda., Brasil*) e os condutos e as bases radiculares foram limpos com álcool 70° (*B.M.70, A.P.C. Álcool Ltda, Brasil*). A cimentação dos núcleos foi realizada com um cimento à base de fosfato de zinco (*S.S. White, USA*). Este cimento constitui-se de um pó composto por óxido de zinco e modificantes como óxido de magnésio, óxido de bismuto e sílica; e um líquido composto essencialmente de ácido fosfórico, água, fosfato de alumínio e fosfato de zinco.

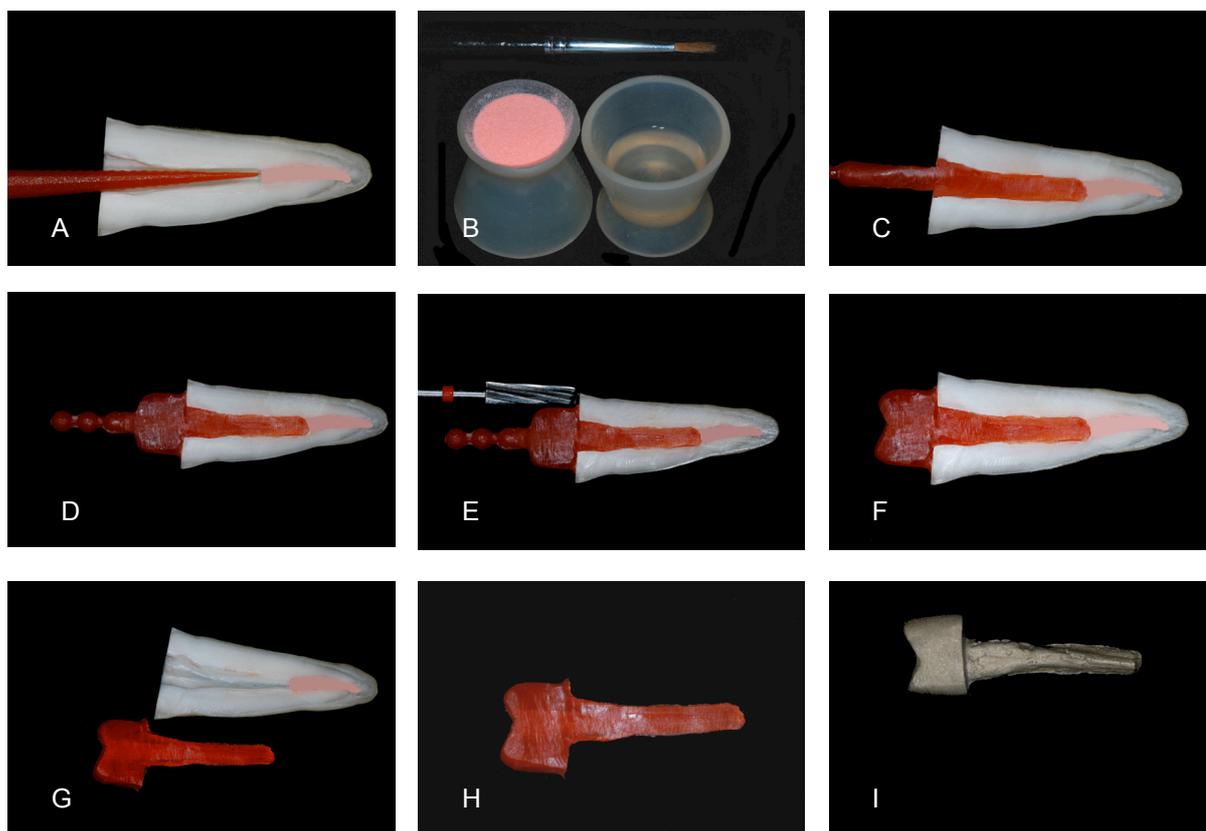


Figura 7: **A** – Prova do padrão para pino (*Pin Jet, Ângelus, Brasil*) no interior do conduto; **B** – Resina acrílica (*Duralay, Dental Mfg. Co., Worth, IL*), pó e líquido) e pincel para aplicação (*Pinctore, Tigre, Brasil*); **C** – Modelagem da porção radicular do padrão; **D** – Modelagem da base coronária do padrão; **E** – Preparo do padrão com broca multilaminada (*Dentsply-Maillefer, USA*), com espessura de 1mm para posterior enceramento do *coping* metálico; **F** – Padrão para fundição totalmente modelado e perfeitamente adaptado ao remanescente dentário; **G** – Padrão removido do remanescente dentário; **H** – Padrão em resina acrílica pronto para fundição; **I** – Núcleo metálico fundido em cobre-alumínio (*Goldent L.A., AJE Goldent Com. Ltda., Brasil*) a partir do padrão em resina acrílica, pela técnica da cera perdida.

O cimento é proporcionado de acordo com as especificações do fabricante e espatulado sobre uma placa de vidro grossa, previamente resfriada para aumentar o tempo de trabalho do material, que é levado ao conduto radicular com o auxílio de uma broca lentulo (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*) (FIG. 8).

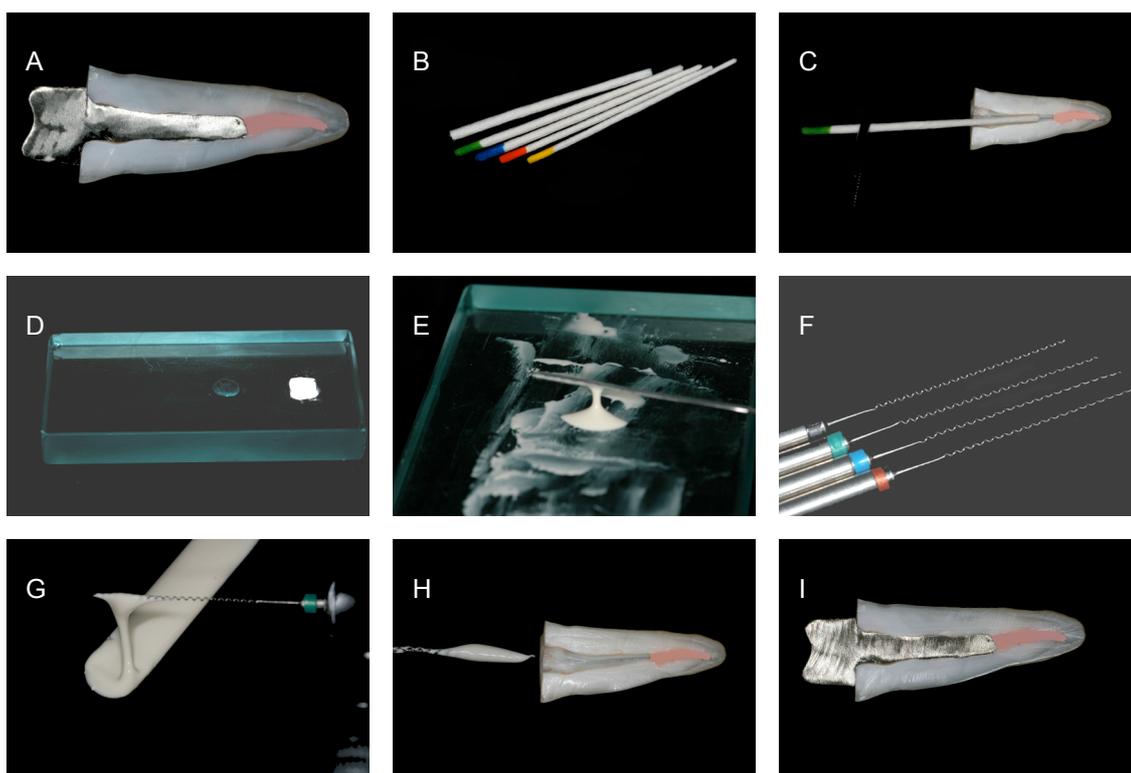


Figura 8: **A** – Prova do núcleo metálico fundido no remanescente dentário; **B** – Cones de papel absorvente (*EndoPoints Ind. Com. Ltda., Brasil*) para limpeza e secagem do conduto radicular; **C** – Secagem do conduto radicular com cone de papel absorvente; **D** – Cimento à base de fosfato de zinco (*S.S.White, USA*) (pó e líquido), pronto para ser espatulado sobre a placa de vidro resfriada; **E** – Aspecto da consistência do cimento após a espatulação; **F** – Brocas lentulo (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*) de diferentes calibres; **G** – Broca lentulo capturando o cimento sobre a espátula; **H** – O cimento é levado ao conduto radicular com o auxílio da broca lentulo em baixa rotação; **I** – O núcleo metálico fundido é então cimentado no remanescente dentário e mantido em posição sob pressão digital por 10min.

Após esta etapa foi iniciado o enceramento para a confecção de um *copping* metálico com o objetivo de simular a coroa protética rígida sobre o dente (FIG. 9). Uma matriz foi confeccionada em resina acrílica para a reprodução das bases dos demais núcleos com as mesmas características do primeiro. Os *coppings* foram

fundidos em níquel-cromo (*Durabond MS, Brasil*), na mesma técnica usada para os núcleos, e foram cimentados com cimento à base de fosfato de zinco (*S.S. White, Brasil*), sob pressão digital por 10 minutos.

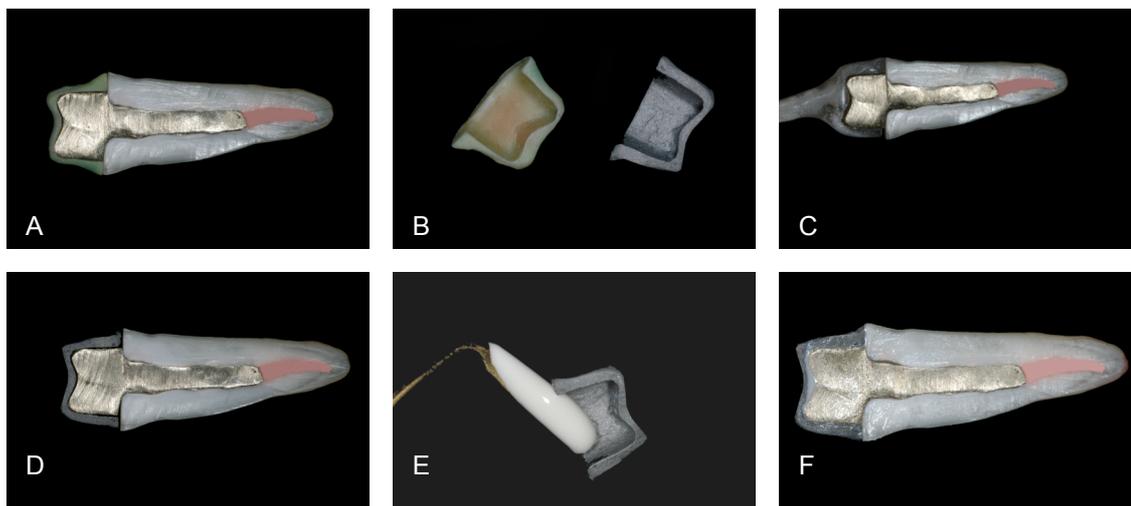


Figura 9: **A** – Enceramento do coping; **B** – Coping em cera (*Kota, Brasil*) e em metal níquel-cromo (*Durabond MS, Brasil*), após fundição pela técnica da cera perdida; **C** – Uma matriz foi confeccionada em resina acrílica (*Vipi Flash, Vipi, Brasil*) para a reprodução das bases dos demais núcleos com as mesmas características do primeiro **D** – Prova do coping metálico; **E** – Cimento à base de fosfato de zinco (*S.S. White, Brasil*) é levado à peça; **F** – Coping cimentado no remanescente já reconstruído com núcleo metálico fundido.

4.3.1.2 Grupo 2 (G2)

Os dentes do G2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso) também foram preparados para receber núcleos metálicos fundidos. O preparo dos condutos seguiu a mesma seqüência descrita para o G1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco) (FIG. 6). A obtenção do padrão em resina acrílica autopolimerizável (*Duralay, USA*) e a técnica de fundição também foram feitas da mesma forma descrita anteriormente (FIG. 7). Porém, os núcleos foram cimentados passivamente com cimento resinoso (*Rely X ARC, 3M ESPE*,

USA). Esta técnica foi inicialmente descrita por Martignoni et al (1990). A técnica de passivização (FIG. 10) consiste em obter um espaço uniforme entre as paredes do canal e a porção radicular do núcleo, de modo que todo o espaço entre pino e dentina seja preenchido por uma camada de cimento resinoso, que funcionará como um amortecedor de cargas durante a função. Este espaço é obtido utilizando-se um silicone de moldagem (*Oranwash L, Zhermack, Itália*), o qual é manipulado e aplicado ao núcleo e este levado ao dente. Após a polimerização do material de moldagem, o núcleo é removido. As áreas que não apresentam cobertura pelo material de moldagem são as que ainda mantêm contato com a parede dentinária.

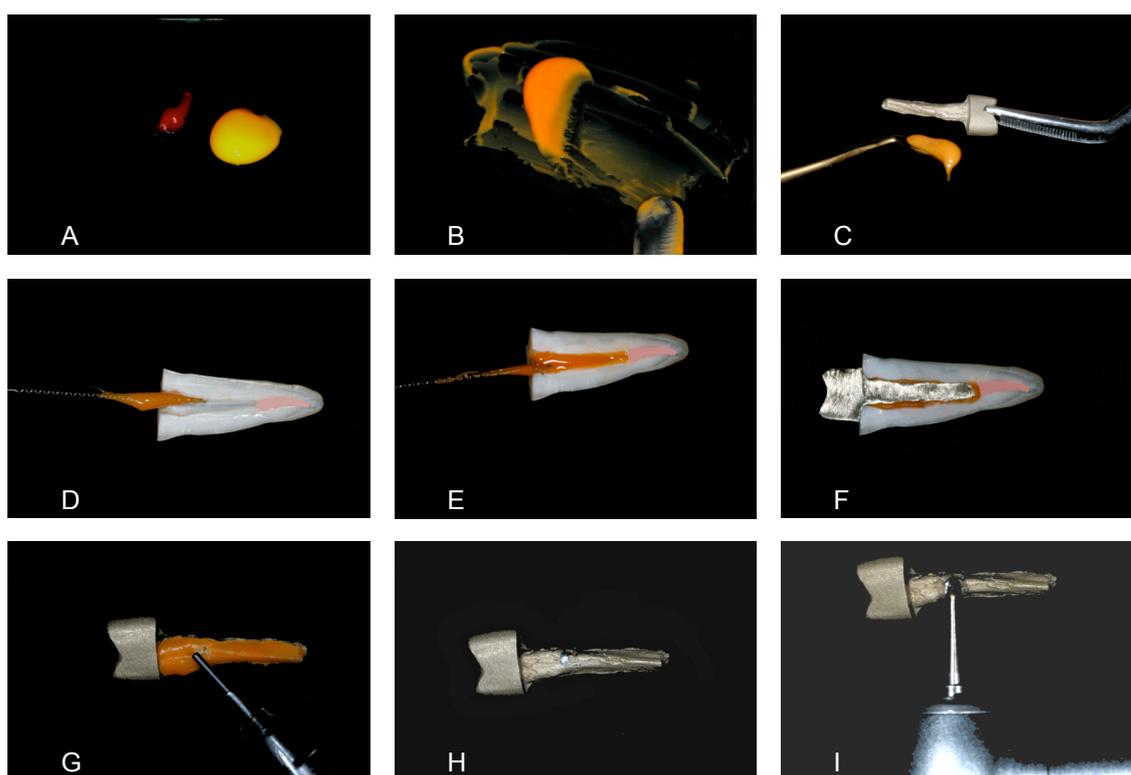


Figura 10: **A** – Silicone de moldagem (*Oranwash L, Zhermack, Itália*) sobre placa de vidro; **B** – Aspecto do material após espatulação; **C** – O silicone de moldagem é levado ao núcleo metálico como auxílio de uma espátula (*Thompson, Union Broach, USA*); **D** – Com uma broca lentulo (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*) o material é também levado ao interior do conduto; **E** – Conduto preenchido pelo silicone de moldagem; **F** – Núcleo metálico posicionado no remanescente radicular; **G** – Com um grafite (*Faber-Caltell, Brasil*) é feita uma marcação na região do núcleo que teve contato com as paredes do conduto radicular; **H** – O material de moldagem é removido e evidencia-se a região marcada pelo grafite; **I** – Com uma broca carbide (*KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Brasil*) é feito um leve desgaste na região marcada com o grafite.

Estas áreas do núcleo são desgastadas com brocas carbide (*KG Sorensen Ind. Com. Ltda., Brasil*) em alta rotação e o procedimento anterior é repetido até que todo o pino seja coberto por uma fina película de material de moldagem com espessura média de 1,0mm (FIG. 10). Desta forma, no momento da cimentação, o pino fica totalmente envolvido por uma camada de cimento resinoso, inclusive na porção mais apical. Após estes ajustes os núcleos são jateados com óxido de alumínio (*Knebel, Brasil*).

O processo de cimentação inicia com a aplicação de ácido fosfórico à 37% (*Acid Gel, Villevie, Brasil*) no conduto radicular e na base da raiz, por 30 segundos. Os condutos são então lavados com água por 30 segundos, secos com jatos de ar e cones de papel absorvente (*Injecta, Brasil*), sem desidratar a dentina condicionada. Aplicou-se um ativador (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*) com o auxílio de um pincel (*Pinctore, Tigre, Brasil*). Em seguida aplicou-se o Primer (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*) e o catalisador (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*). Nos núcleos também foram aplicados o ativador e o catalisador do sistema adesivo. O cimento resinoso (*Rely X ARC, 3M ESPE, USA*) foi proporcionado e manipulado conforme especificações do fabricante, levado aos condutos como auxílio de uma broca lentulo (*Injecta, Brasil*) e aplicado com uma espátula (*Thompson, Union Broach, USA*) nos núcleos, que foram então inseridos nas raízes. Após a polimerização do cimento resinoso, os excessos foram removidos com o auxílio de uma sonda exploradora (*Golgran, Brasil*) (FIG. 11).

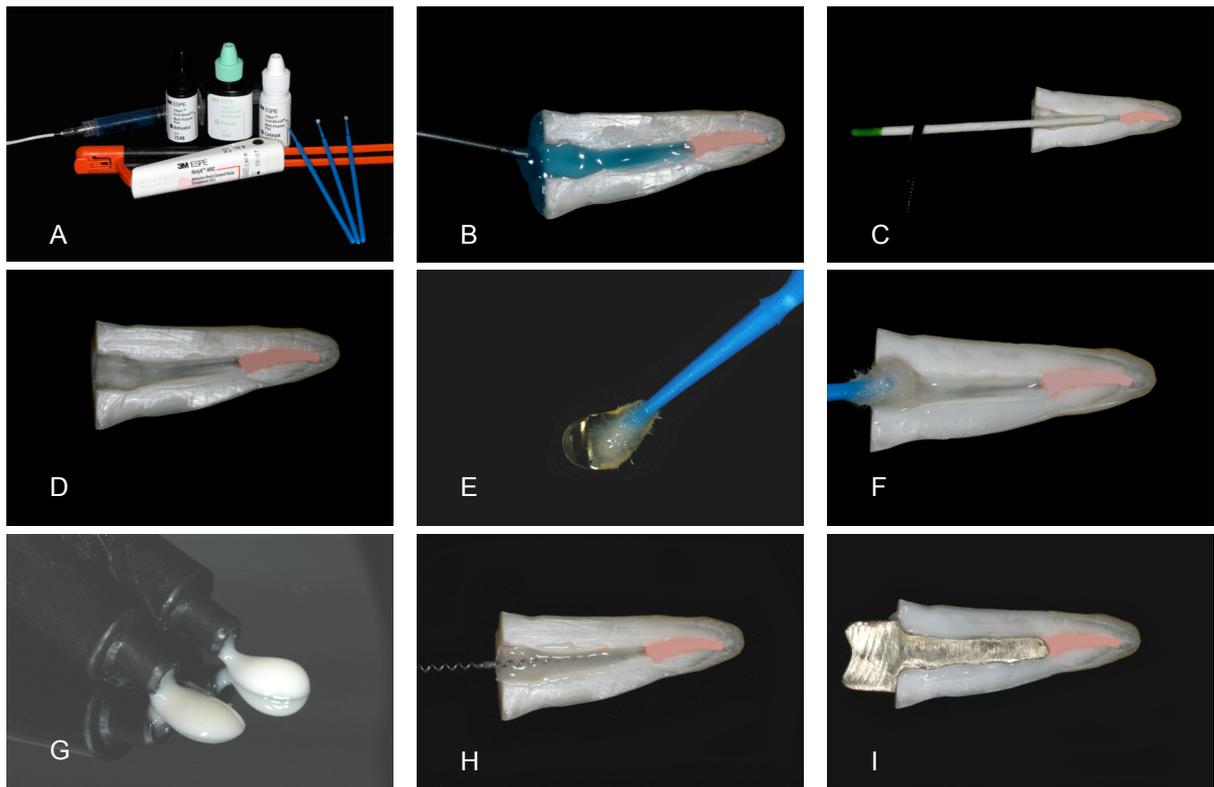


Figura 11: **A** – Materiais utilizados para cimentação adesiva [condicionador ácido (*Acid Gel, Villevie, Brasil*), sistema adesivo (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*) e cimento resinoso (*Rely X ARC, 3M ESPE, USA*)]; **B** – Aplicação de ácido fosfórico a 37% (*Acid Gel, Villevie, Brasil*) por 30 segundos; **C** – O conduto é limpo com jatos de água e seco com cones de papel absorvente (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*); **D** – Aspecto do tecido dental após o condicionamento ácido; **E** – Sistema adesivo (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*) no pincel aplicador (*Cavibrush, FGM, Brasil*) ; **F** – A seqüência de aplicação do sistema adesivo e feita conforme orientações do fabricante; **G** – Cimento resinoso (*Rely X ARC, 3M ESPE, Brasil*) é aplicado sobre uma placa de vidro (**marca**) para espatulação; **H** – Com o auxílio de uma broca lentulo (*Injecta Prod. Odontol., Brasil*)o cimento é levado ao conduto radicular; **I** – O núcleo metálico é cimentado ao remanescente dentário.

A obtenção e cimentação do *copping* metálico seguiram o mesmo padrão usado anteriormente (FIG. 9).

4.3.1.3 Grupo 3 (G3)

Os dentes do G3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada em resina composta) foram preparados para receber pinos de fibra de vidro. O preparo dos condutos seguiu a mesma técnica descrita para os grupos 1 e 2

(FIG. 6). Foram utilizados pinos de fibra de vidro (*Reforpost, Ângelus, Brasil*) de 1,5mm de espessura. Os pinos foram limpos com álcool 70° (*B.M.70, A.P.C. Álcool Ltda, Brasil*) e cimentados de acordo com as orientações do fabricante. Primeiramente foi feita a aplicação do agente silano (*Silano, Dentsply, USA*) nos pinos (FIG. 12) e aplicação do sistema adesivo (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*). Os condutos e bases radiculares foram condicionados e a aplicação do sistema adesivo e do cimento resinoso foi executada da mesma forma descrita para o G2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso). As bases coronárias foram confeccionadas em resina composta microhíbrida (*Charisma, Kulzer, Alemanha*) a partir da matriz confeccionada na construção das bases do G1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco) (FIG. 13). A obtenção e cimentação do coping metálico também seguiram o mesmo padrão usado anteriormente (FIG. 9).



Figura 12: **A** – Kit do sistema *REFORPOST* (*Ângelus, Brasil*) ; **B** – Pino de fibra de vidro (*Reforpost, Ângelus, Brasil*) de 1.5mm de espessura e broca para preparo com 1.5mm de espessura (*Jeneric Pentron, USA*); **C** – Prova o pino de fibra no conduto; **D** – Agente Silano (*Dentsply, USA*); **E** – Aplicação do agente silano sobre o pino de fibra de vidro com o auxílio de um pincel aplicador (*Cavibrush, FGM, Brasil*).

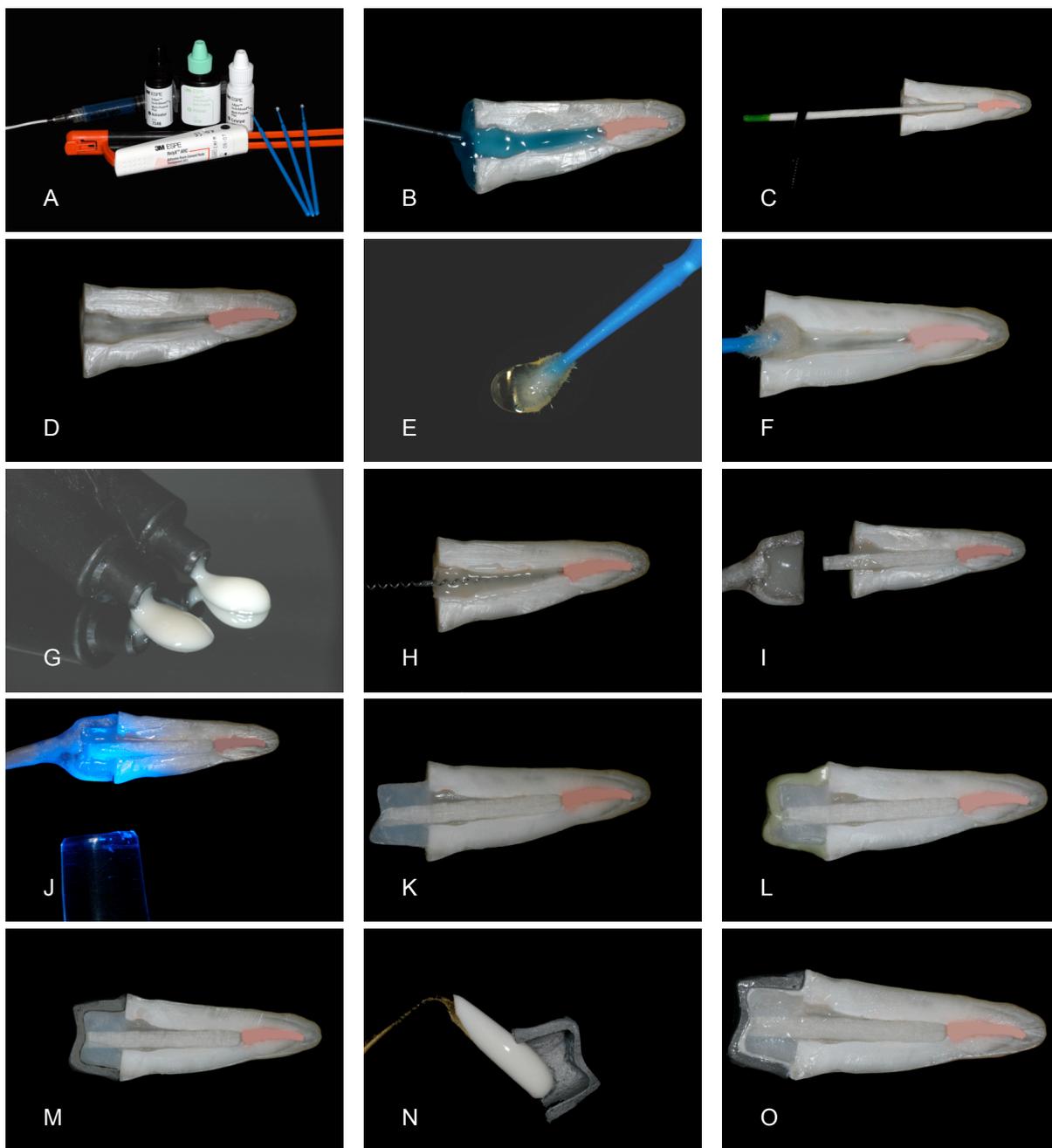


Figura 13: **A** – Materiais utilizados para cimentação adesiva (condicionador ácido, sistema adesivo e cimento resinoso); **B** – Aplicação ácido fosfórico a 37% (*Acid Gel, Villevie, Brasil*) por 30 segundos; **C** – O conduto é limpo com jatos de água e seco com cones de papel absorvente (*Injecta, Brasil*); **D** – Aspecto do tecido dental após o condicionamento ácido; **E** – Sistema adesivo (*Adper Scotchbond Multipurpose Plus, 3M Dental Products, USA*) no pincel aplicador (*Cavibrush, FGM, Brasil*); **F** – A seqüência de aplicação do sistema adesivo e feita conforme orientações do fabricante com o auxílio de um pincel aplicador: aplicação do *ativador* e secagem com jatos de ar e cones de papel absorventes, aplicação do *primer* e secagem com jatos de ar e cones de papel absorvente, aplicação do *catalisador*; **G** – Cimento resinoso (*Rely X ARC, 3M ESPE, USA*) é aplicado sobre uma placa de vidro para espatulação; **H** – Com o auxílio de uma broca lentulo (*Injecta, Brasil*) o cimento é levado ao conduto radicular; **I** – Pino de fibra de vidro (*Reforpost, Angelus, Brasil*) é cimentado no remanescente e a base é reconstruída em resina composta (*Charisma, Kulzer, Alemமானha*) com o auxílio da matriz previamente confeccionada; **J** – Fotopolimerização (*Folopolimerizador, Dabi Atlante, Brasil*) da resina composta por 120 segundos; **K** – Pino cimentado e base reconstruída; **L** – Enceramento do *copping*; **M** – Prova do *copping* metálico (*Níquel-cromo, Durabond MS, Brasil*); **N** – Cimento à base de fosfato de zinco (*S.S.White, Brasil*) é levado ao *copping* com o auxílio de uma espátula (*Thompson, Union Broach, USA*); **O** – *Copping* cimentado sobre o remanescente reconstruído com pino de fibra de vidro e base em resina composta.

4.3.2 Preparação dos corpos de prova

Para os testes mecânicos, um corpo de prova ficou sendo definido como o conjunto: dente embutido em resina acrílica em cilindro de alumínio e espaçado com material de moldagem.

Foram cortados 30 cilindros de alumínio com 40mm de comprimento e 19mm de diâmetro externo. Para simulação do ligamento periodontal, o seguinte procedimento foi realizado: a) marcação de uma linha 2mm abaixo da base radicular; b) imersão das raízes, com movimento único, em cera utilidade fundida (*Wilson, Polidental, Brasil*); c) os dentes foram montados em cada cilindro de modo que ficassem com a junção cervical e coroa 2mm para fora da superfície do cilindro, com o auxílio de um delineador (*Delineador Standard, Pro-Dell, Brasil*) para apreensão do dente; o material de preenchimento utilizado foi resina acrílica autopolimerizável (*Jet, Clássico, Brasil*); d) o próprio aquecimento (exotermia) da resina acrílica facilitou a remoção do dente; e) limpeza das raízes e da base de resina foi realizada com água fervente para remoção da cera utilidade e complementada com álcool 70° (*B.M. 70, Brasil*); f) aplicação de adesivo para poliéter (*Polyeter Adhesive, 3M Dental Products, USA*) no dente e na base de resina, e fixação com poliéter de moldagem (*Impregum F, 3M-ESPE, USA*) (FIG. 14).

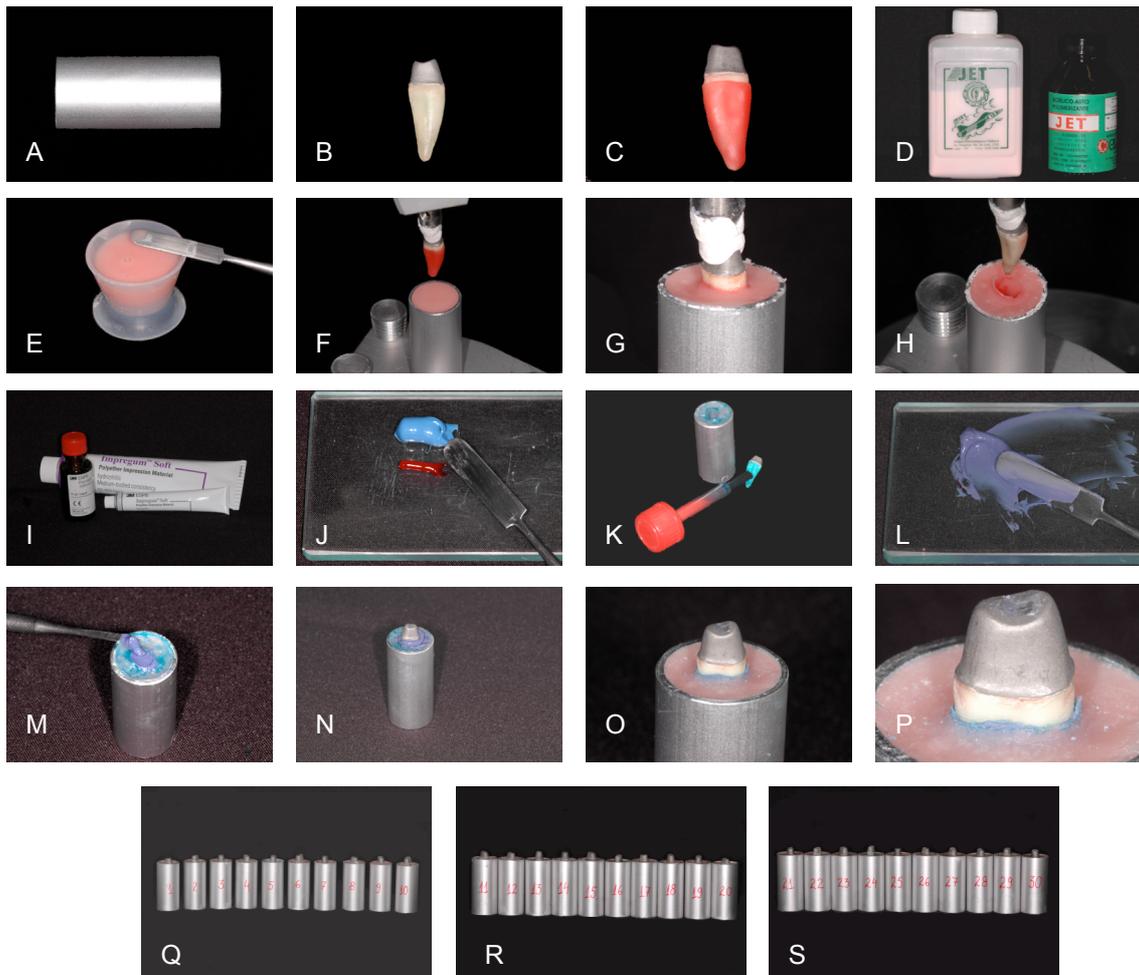


Figura 14: **A** - Cilindro de alumínio para fixação dos dentes; **B** - Dente restaurado e pronto para a montagem do corpo de prova; **C** - Aplicação de uma camada de cera (*Cera utilidade Wilson, Polidental, Brasil*) por imersão do dente em cera fundida; **D** - Resina acrílica (pó e líquido) (*Jet, Clássico, Brasil*); **E** - Manipulação da resina acrílica; **F** - A resina é vertida no cilindro de alumínio e o dente é posicionado com o auxílio de um delineador *standard (Pro-Dell, Brasil)*; **G** - O dente é inserido na resina até que toda a cera fique coberta; **H** - Após a polimerização da resina acrílica, o dente é removido do cilindro e é feita a remoção da cera; **I** - Material de moldagem (*Impregum Soft, 3M ESP, USA*) utilizado como ligamento periodontal; **J** - O material de moldagem é aplicado sobre uma placa de vidro; **K** - O adesivo do sistema (*Polyeter Adhesive, 3M ESPE, USA*) é aplicado no dente e na resina acrílica; **L** - O material de moldagem é espatulado; **M** - Com o auxílio de uma espátula (*Thompson, Union Broach, USA*), a cavidade na resina deixada pela raiz do espécime é preenchida com o material de moldagem; **N** - O dente é embutido no cilindro com a resina acrílica manualmente e mantido em posição com pressão digital por 8min; **O** - O excesso de material de moldagem é removido e o corpo de prova está pronto para o teste, **P** - Detalhe do corpo de prova; **Q** - Corpos de prova do G1; **R** - Corpos de prova do G2; **S** - Corpos de prova do G3.

4.3.2.1 Suporte de fixação

O suporte de fixação é um dispositivo especial que permite ao corpo de prova ficar fixo na máquina de teste em ângulo de 45°, para que aplicação da força (FIG. 15) gerada incida sobre o dente obtendo resultante máxima. Para isso o sistema de fixação deve ser mais rígido que o corpo de prova e, o cilindro de alumínio e a resina acrílica devem ser coesos para garantir que a força programada incidida sobre o dente não seja transferida aos demais componentes do sistema ou do corpo de prova.

O dispositivo foi confeccionado em aço inox (AISI 304), com as seguintes características: orifício para colocação do corpo de prova a 45° longitudinal ao eixo de aplicação da carga e parafusos de fixação do corpo de prova (APÊNDICE C).

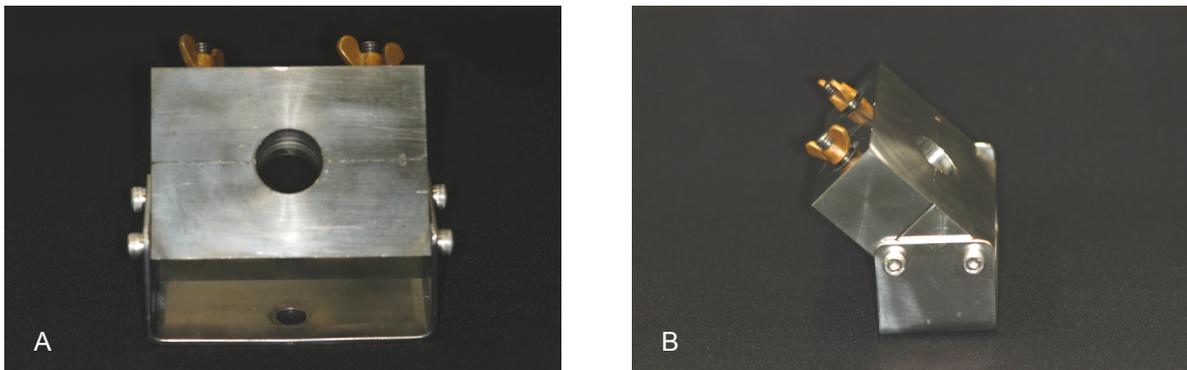


Figura 15: A e B – Suporte de fixação do corpo de prova, que permite uma angulação de 45° em relação ao eixo de aplicação da carga (A: vista superior; B: vista lateral).

4.3.3 Testes Mecânicos

Uma máquina universal de testes (*Instron Universal Test 4444, Intron Corp, USA*), do Departamento de Estomatologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Santa Catarina foi utilizada para a realização dos testes. Os corpos de prova foram posicionados na máquina universal de testes com o auxílio de um suporte de fixação, e sobre eles foi aplicada uma carga contínua a 45° com o longo eixo do dente (FIG. 16A e 16B), simulando o ângulo de oclusão natural dos dentes, a uma velocidade constante de 0,5mm/min até que a máquina detectasse a menor queda na resistência à compressão e então paralisasse a aplicação da carga. Os valores (N) foram registrados na Instron, após a paralisação da aplicação da força.

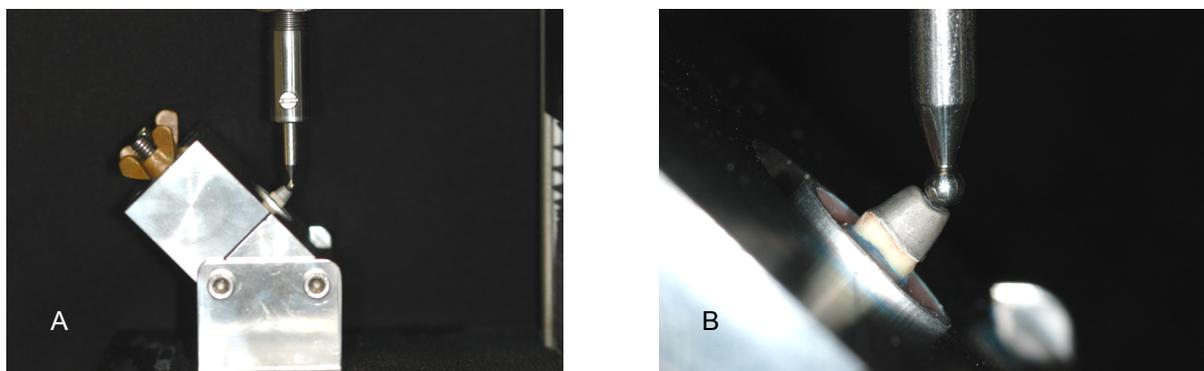


Figura 16: **A e B** - Corpo de prova posicionado na máquina universal de testes (*Instron Universal Test 4444, Intron Corp, Canton, Mass, USA*) e sobre ele foi aplicada uma carga contínua a 45° com seu longo eixo, a uma velocidade constante de 0,5mm/min.

4.3.4 Análise das superfícies de fratura

A análise das superfícies de fratura auxilia na identificação do mecanismo predominante responsável pelo início e propagação da trinca. Todos os dentes, após

o teste de cisalhamento, tiveram seus ápices radiculares isolados com base de esmalte (*Revlon, Greenwood, Brasil*) para evitar a penetração de corante pelo forame apical e foram imersos em solução aquosa de azul de metileno 0,5 % (*Dermus, Brasil*), por 24 horas. O corante penetrou pelas superfícies de fratura e/ou trincas dos dentes. Após imersão em nitrogênio líquido por 5min, os dentes foram fraturados com o auxílio de alicates. As fraturas possibilitaram a visualização das superfícies onde ocorreu a falha nos espécimes, que foram examinadas e fotografadas em um estereoscópio (*SZ60, Olympus, Japão*).

4.3.5 Cálculo da tensão

A tensão pode ser entendida como componente de intensidade de força por unidade de área, sendo que as tensões normais resultam de componentes de força perpendiculares ao plano da seção, e as tensões de cisalhamento decorrem das componentes paralelas ao plano de corte (POPOV, 1978; AL-QURESHI, 1985). Dessa forma, calculou-se a tensão na região da falha (trinca ou fratura) de acordo com o sistema de forças atuantes nos corpos de prova (FIG. 17), onde,

x é a distância da superfície oclusa do *coping* metálico até a região da trinca ou fratura;

F é a carga (N) suportada pelo corpo de prova até a falha;

φ é o ângulo de incidência da carga;

Q é a carga transversal;

A é a área da superfície de fratura;

I_s é o momento polar de inércia para uma distância 1-x;

y é a distância da linha neutra.

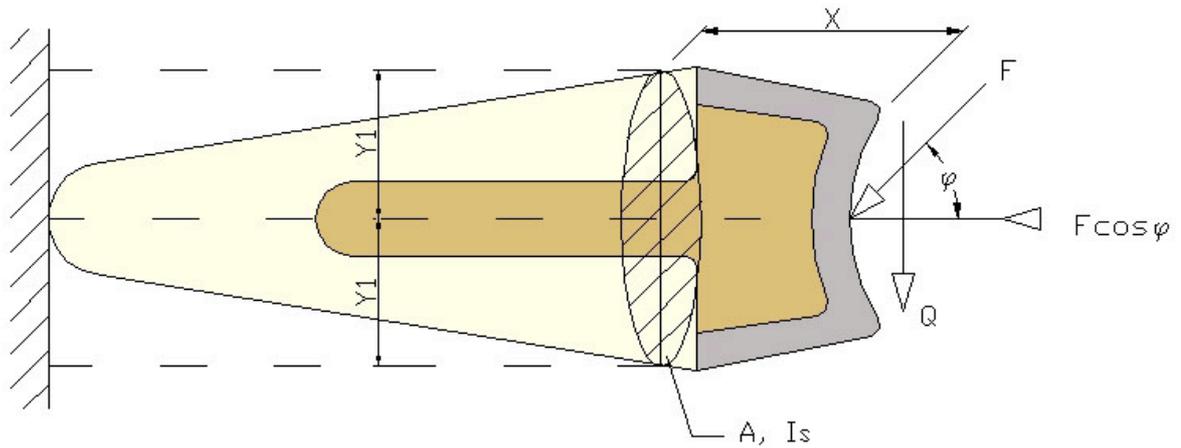


Figura 17: Esquema da atuação das forças no corpo de prova.

A tensão na região da fratura ou trinca foi obtida conforme demonstrado a seguir,

onde:

σ_N é a tensão normal;

M é o momento fletor;

σ_b é a tensão de flexão.

$$\sigma_N = \frac{F \cos \varphi}{A}$$

>--- 1

$$Q = F \sin \varphi$$

$$\boxed{M = F \sin \varphi \cdot x} \text{ em qualquer secção --- 2}$$

$$\boxed{\sigma_b = \frac{My}{I}}$$

$$\boxed{-\sigma_b = \frac{(F \sin \varphi \cdot x) \cdot y_{1(2)}}{I_s}} \text{ --- 3}$$

Das equações 1 e 3, as tensões resultantes são obtidas por superposição das tensões normal e de flexão, onde,

σ_c é a tensão de compressão;

σ_t é a tensão de tração.

$$\boxed{-\sigma_c = (\sigma_N + \sigma_b)}$$

$$\boxed{\sigma_t = \sigma_N - \sigma_b}$$

Estas tensões não devem exceder o limite de resistência do material.

5 RESULTADOS

5.1 VALORES DE CARGA

Os valores numéricos de carga obtidos neste estudo estão apresentados (N), nas tabelas 7, 8 e 9, referentes aos G1 (núcleo metálico cimentado com cimento à base de fosfato de zinco); G2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso) e G3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta), respectivamente.

Tabela 7 – Valores de carga (N) do G1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco).

Espécimes	Carga de fratura (N)
1	748,7
2	706,6
3	663,9
4	854,1
5	719,7
6	554,1
7	394,5
8	621,8
9	780,7
10	614,0
Média ± DP	665,8 ± 129,4

Tabela 8 – Valores de carga (N) do G2
(núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso).

Espécimes	Carga de fratura (N)
11	698,3
12	593,3
13	540,1
14	701,4
15	886,5
16	846,5
17	433,8
18	566,7
19	759,5
20	786,6
Média ± DP	681,2 ± 145,0

Tabela 9 – Valores de carga (N) do G3
(pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta).

Espécimes	Carga de fratura (N)
21	563,0
22	722,7
23	432,2
24	445,1
25	681,6
26	641,4
27	1182,0
28	711,2
29	673,8
30	799,2
Média ± DP	685,1 ± 210,9

Os valores de tensão são apresentados em N/mm^2 , como mostram as tabelas 10, 11 e 12, referentes ao grupo 1 (G1 = núcleo metálico cimentado com cimento

à base de fosfato de zinco); grupo 2 (G2 = núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso) e grupo 3 (G3 = pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta), respectivamente.

Tabela 10: Valores de tensão (N/mm²) do G1 (núcleo metálico cimentado com cimento à base de fosfato de zinco).

Espécimes	Tensão Compressiva (N/mm ²)	Tensão Trativa (N/mm ²)
1	-341,7	426,9
2	-160,3	220,1
3	-342,4	419,2
4	-31,7	71,5
5	-483,2	583,8
6	-108,5	150,9
7	-15,3	34,1
8	*	*
9	-206,2	263,4
10	-23,6	52,6
Média ± DP	-190,3 (167,0)	247,2 (193,8)

* Valor não mensurável devido à perda da amostra após fratura com banho de nitrogênio líquido.

Tabela 11: Valores de tensão (N/mm²) do G2
(núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso).

Espécimes	Tensão Compressiva (N/mm ²)	Tensão Trativa (N/mm ²)
11	*	*
12	*	*
13	-168,4	217,6
14	-198,5	261,1
15	*	*
16	-318,3	409,5
17	-118,1	158,7
18	-148,5	193,5
19	-28,1	63,5
20	*	*
Média ± DP	-163,3 (95,7)	217,3 (115,3)

* Valores não mensuráveis devido à perda das amostras após fratura com banho de nitrogênio líquido.

Tabela 12: Valores de tensão (N/mm²) do G3

(pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta).

Espécimes	Tensão Compressiva (N/mm ²)	Tensão Trativa (N/mm ²)
21	*	*
21	-197,4	256,4
23	-10,3	25,5
24	*	*
25	-270,3	338,5
26	*	*
27	*	*
28	-136,2	187,4
29	*	*
30	-262,8	338,6
Média ± DP	-175,4 (107,1)	229,2 (130,2)

* Valores não mensuráveis devido à perda das amostras após fratura com banho de nitrogênio líquido.

5.2 ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS RESULTADOS

A análise estatística para os grupos testados (G1: núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco; G2: núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso; G3: pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta) foi realizada pelo teste de Análise de Variância (ANOVA) tendo como fator a carga. Dez repetições foram realizadas para cada grupo (G1; G2; G3), em nível de significância de $p < 0,05$.

5.2.1 Análise estatística das diferenças de carga para os grupos testados

As médias obtidas das diferenças de carga para os grupos testados (G1: núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco; G2: núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso; G3: pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta) podem ser observadas na estatística descritiva (TAB. 13) e no gráfico 1.

Tabela 13 Estatística descritiva (média, desvio-padrão) das diferenças de carga analisadas para os grupos testados.

	G1	G2	G3	Total
Carga	665.81 (129.44)	681.27(145.05)	685.19 (210.96)	677.42 (10.24)

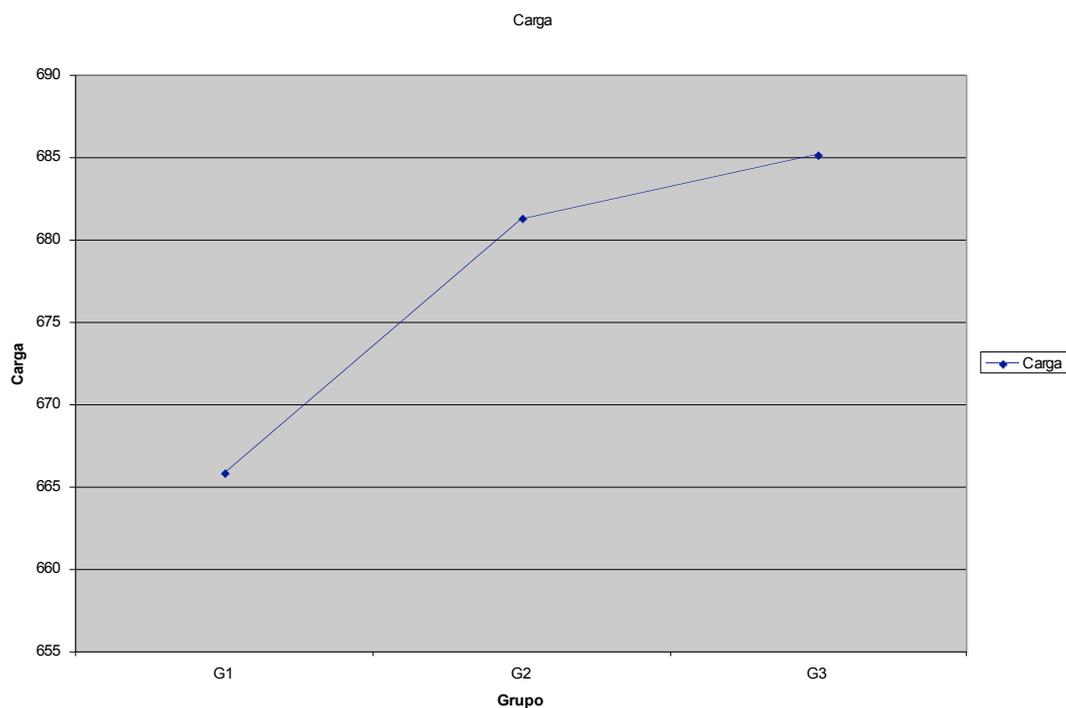


Gráfico 1: médias obtidas das diferenças de carga para os grupos testados (G1; G2; G3).

Obtidas as médias das diferenças de carga, realizamos a análise de Variância (ANOVA) em nível de significância de $p < 0,05$ (TAB. 14).

Tabela 14 - Análise de variância das diferenças de carga, medidas em newtons (N) para os grupos testados (Grupo 1; Grupo 2; Grupo 3).

<i>Fonte da variação</i>	<i>SQ</i>	<i>gl</i>	<i>MQ</i>	<i>F</i>	<i>valor-P</i>	<i>F crítico</i>
Entre grupos	2099,875	2	1049,937	0,03827	0,962505	3,354131
Dentro dos grupos	740735,9	27	27434,66			
Total	742835,8	29				

5.3 MODO DE FALHA

O modo de falha no G1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco) revelou sete deslocamentos do *coping*/núcleo metálico, com quatro fraturas radiculares (FIG. 18 e 19). Um espécime apresentou deslocamento do *coping*/núcleo metálico com uma trinca na região cervical da raiz, porém sem evidência da infiltração do corante. Em três espécimes não houve evidência de fratura ou trinca ao exame visual, porém, houve a infiltração



Figura 18: Espécime do G1 com deslocamento do *coping*/núcleo metálico e fratura radicular.

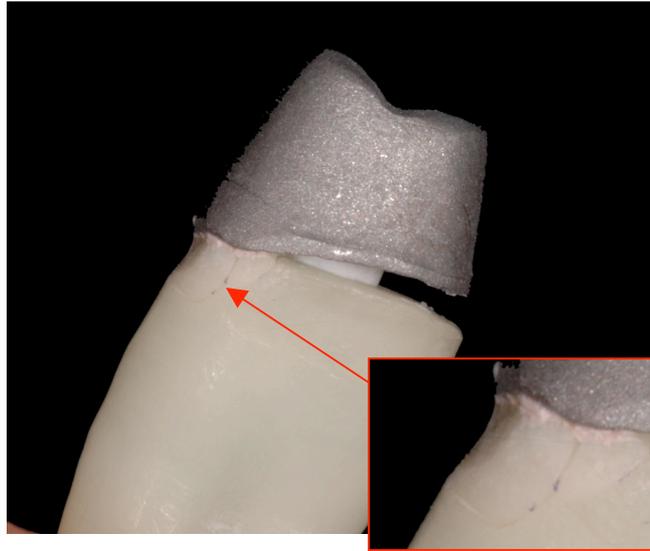


Figura 19: Espécime do G1 com deslocamento do *coping*/núcleo metálico e fratura radicular.

de corante entre o *coping* e superfície radicular e entre a base no núcleo e a superfície radicular, sugerindo deslocamento do *coping*/núcleo metálico. Os resultados mostram 40% de falhas reparáveis, ou seja, falhas que permitiriam o reparo do remanescente dental com uma nova reconstrução.

No G2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso), houve nove deslocamentos do *coping*/núcleo metálico, com duas fraturas radiculares e sete espécimes raízes com trincas (FIG. 20). Destas sete, três não apresentaram evidência de infiltração de corante. Em um espécime não houve evidência de fratura ou trinca ao exame visual; porém, houve a infiltração de corante entre o *coping* e superfície radicular e entre a base no núcleo e a superfície radicular, sugerindo deslocamento do *coping*/pino de fibra/preenchimento. O número de falhas reparáveis foi de 40%.

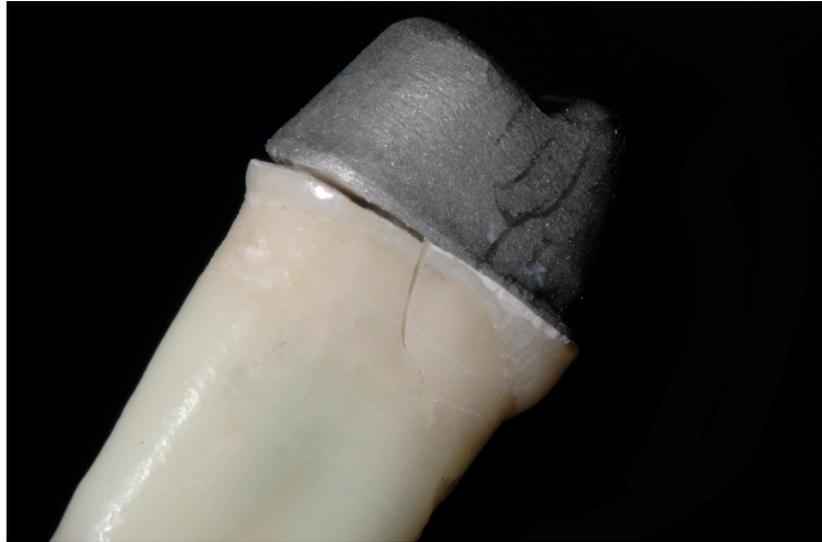


Figura 20: Espécime do G2 com deslocamento do *coping*/núcleo metálico e fratura radicular.

No G3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada por resina composta), houve um deslocamento do *coping*/pino de fibra/preenchimento com fratura radicular. Em dois espécimes não houve evidência de fratura ou trinca ao exame visual, porém, em um deles houve a infiltração de corante entre o *coping* e superfície radicular e entre a resina de preenchimento e a superfície radicular, sugerindo deslocamento do *coping*/núcleo metálico. Em sete espécimes não houve evidência de deslocamento do *coping*/pino de fibra/preenchimento ao exame visual (FIG. 21), porém, em três deles houve infiltração de corante entre o *coping* e superfície radicular e entre a resina de preenchimento e a superfície radicular, sugerindo deslocamento do *coping*/pino de fibra/preenchimento. O índice de falhas reparáveis foi de 50%.

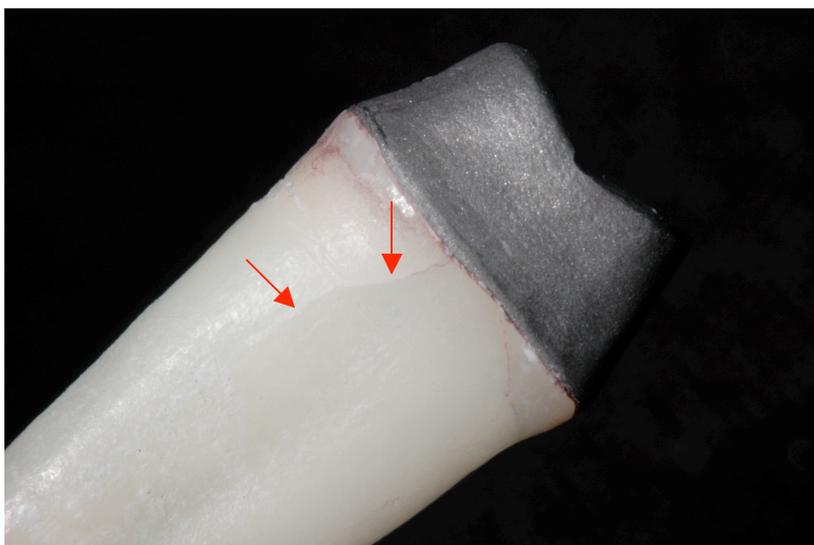


Figura 21: Espécime do G3 mostrando não haver deslocamento do *coping*/pino de fibra/preenchimento, e com uma trinca que se estende por todo o terço cervical da raiz.

5.4 SUPERFÍCIE DE FRATURA

As superfícies de fratura foram examinadas em um estereoscópio (SZ60, Olympus, Japão), após a imersão dos dentes em corante azul de metileno a 0,5% (Dermus, Brasil) por 24 horas, banho de nitrogênio líquido por 5min e fratura dos espécimes sob impacto. As superfícies de fratura de alguns espécimes não puderam ser analisadas por perda do espécime após a fratura. O modo de fratura foi tipicamente frágil e envolveu apenas a estrutura dentária. As fraturas tiveram início na superfície de cimentação dos núcleos ou pinos e se propagaram através da dentina radicular. Nenhum núcleo ou pino de fibra fraturou. As figuras 22, 23 e 24 apresentam superfícies de fratura, apontando a região onde se iniciou a fratura, o espelho da fratura e a formação do conjunto de estrias ou linhas de fratura “hackle”, também referida como *river patterns*, pela aparência similar a formação de um delta de rio.

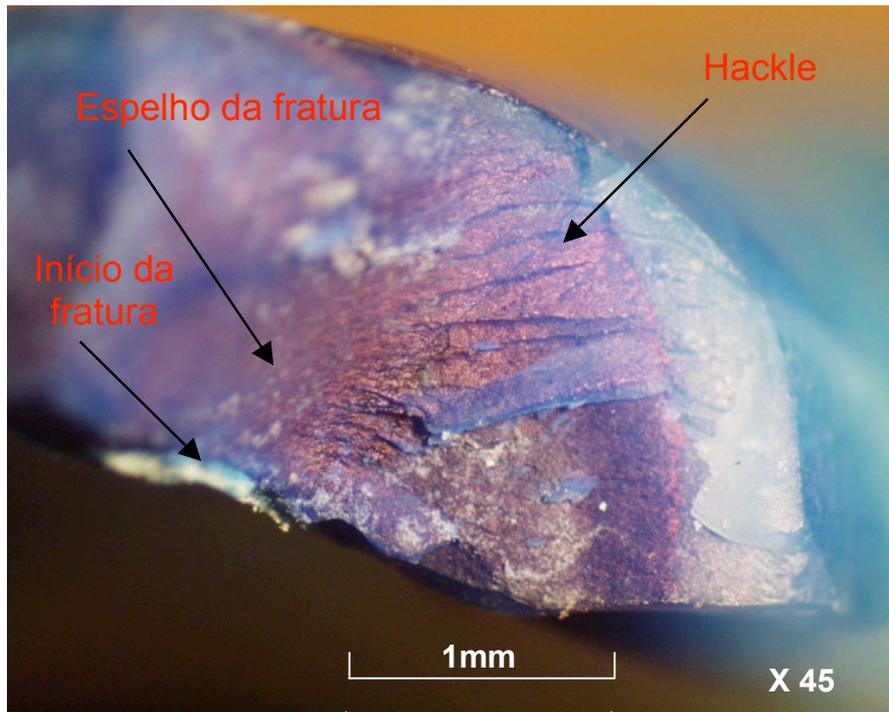


Figura 22: Superfície de fratura de um espécime do G1, apontando a região onde se iniciou a fratura, o espelho da fratura e a formação de Hackle.

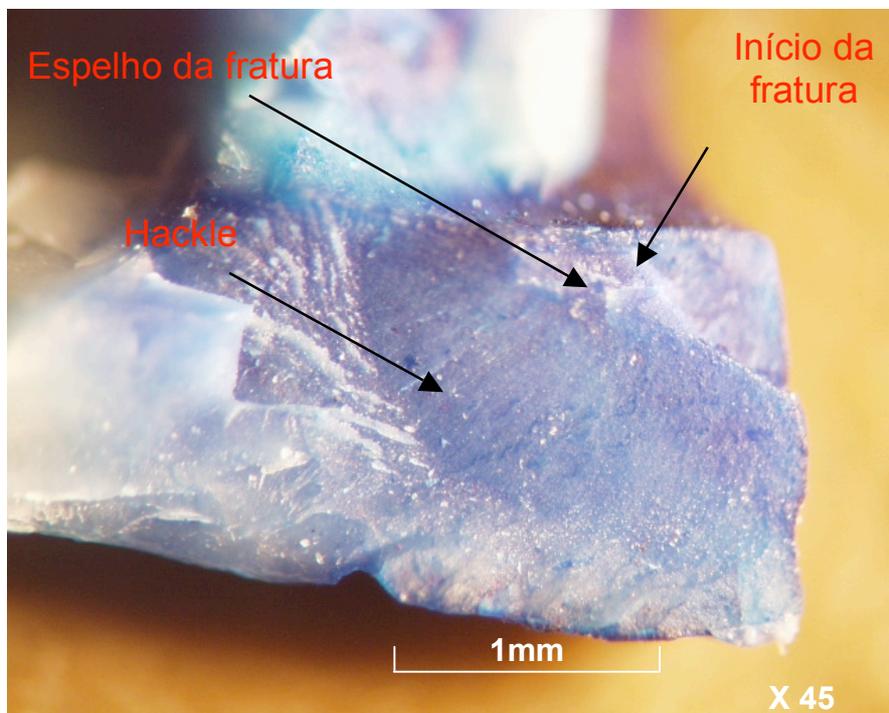


Figura 23: Superfície de fratura de um espécime do G3, apontando a região onde se iniciou a fratura, o espelho da fratura e a formação de Hackle.

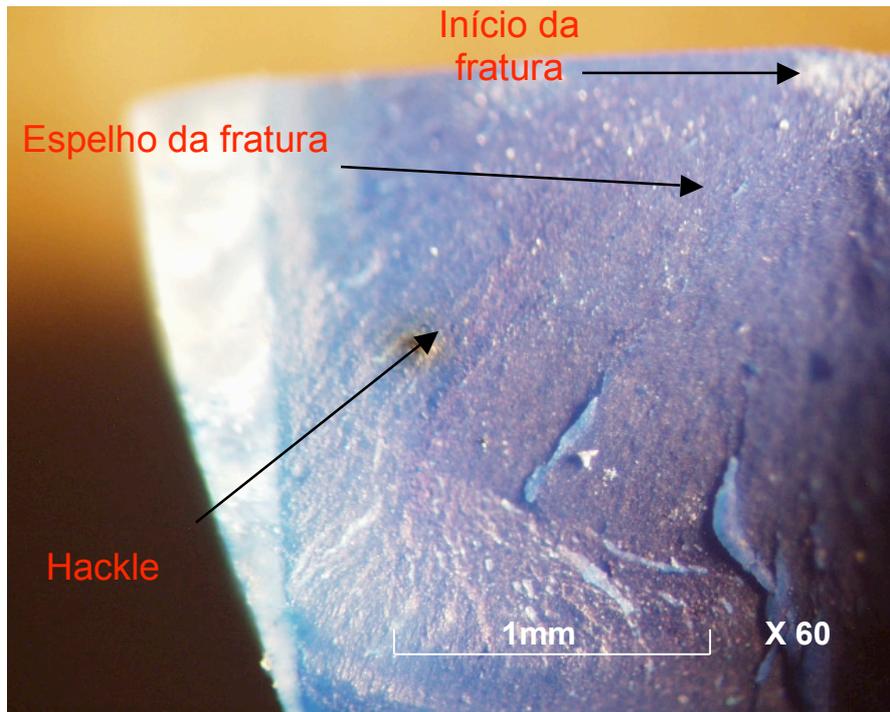


Figura 24: Superfície de fratura de um espécime do G1, apontando a região onde se iniciou a fratura, o espelho da fratura e a formação de Hackle.

6 DISCUSSÃO

As restaurações de dentes tratados endodonticamente utilizando sistemas de reconstrução intra-radicular são procedimentos rotineiros na clínica odontológica, levando ao desenvolvimento de inúmeros materiais e técnicas. O avanço da tecnologia de adesão aos tecidos dentários proporcionou a utilização de novos materiais como as fibras, que contribuíram para a estética e preservação de estrutura dentária.

Há muitos estudos *in vitro* comparando diferentes materiais para a reconstrução de dentes tratados endodonticamente. Entretanto, devido às diferenças na metodologia dos experimentos, essa comparação torna-se difícil e os resultados são freqüentemente contraditórios (APÊNDICE D). Além disso, permanece questionável sua extrapolação para uma situação clínica (NAUMANN, et al., 2005). Uma comparação significativa com os resultados de outros estudos similares é dificultada devido a um grande número de variáveis como condições prévias à exodontia, idade dentária, condições de armazenamento, situação pulpar no momento da exodontia, anatomia e dimensões radiculares, ângulo de carga e localização.

Apesar de não reproduzirem adequadamente a situação clínica, os testes estáticos são utilizados na maioria das investigações sobre resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (HOAG, DWYER, 1982; TJAN, WHANG, 1985; TROPE, MALTZ, TRONSTAD, 1985; KING, SETCHELL, 1990; SORENSEN, ENGELMAN, 1990; BURGESS, SUMMIT, ROBBINS, 1992; COHEN, CONDOS,

DEUTSCH, MUSIKANT, 1994; GLUSKIN, et al., 1995); LONEY, MOULDING, 1995; COHEN, et al., 1996b; KAHN, et al., 1996; FRAGA, et al., 1998; MARTINEZ-INSUA, 1998; SAUPE, GLUSKIN, RADKE, 1996; SIRIMAI, RIIS, MORGANO, 1999; MARTÍNEZ-GONZÁLES, et al., 2001; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; OTTL, et al., 2002; HU, et al., 2003; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES, 2003; HAYASHI, et al., 2006). A predominância deste tipo de teste está relacionada com o menor tempo de execução e a facilidade de acesso a equipamentos para transmissão de cargas de compressão contínua. Os equipamentos que executam carga cíclica não estão disponíveis na maioria dos centros de pesquisa, apesar de serem os mais indicados para a avaliação da resistência dos materiais, por serem capazes de simular um ambiente que permita resultados próximos da situação clínica.

O número de amostras utilizadas neste estudo para cada grupo está de acordo com vários trabalhos descritos na literatura (HOAG, DWYER, 1982; TJAN, WHANG, 1985; TROPE, MALTZ, TRONSTAD, 1985; KING, SETCHELL, 1990; MARTIGNONI, et al., 1990; SORENSEN, ENGELMAN, 1990; COHEN, CONDOS, DEUTSCH, MUSIKANT, 1994; GLUSKIN, et al., 1995; LONEY, MOULDING, 1995; COHEN, et al., 1996b; SAUPE, GLUSKIN, RADKE, 1996; SIRIMAI, RIIS, MORGANO, 1999; MARTÍNEZ-GONZÁLES, et al., 2001; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; AKKAYAN, GÜLMEZ, 2002; HU, et al., 2003; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES, 2003; HAYASHI, et al., 2006), inclusive em pesquisas que utilizaram carga cíclica (ROSENTRITT, et al., 2004; STRICKER, GÖRING, 2005). Devido à dificuldade na coleta de dentes humanos, que deveriam ser hígidos, ou pela não autorização por parte dos possíveis doadores, o número de amostras se limitou a 10 por grupo. Além disso, um número elevado de amostras poderia

inviabilizar o experimento pelo alto custo envolvido na montagem dos corpos de prova. Os valores de desvio-padrão encontrados poderiam ser menores se mais amostras pudessem ser utilizadas.

Variações de tamanho das amostras são inevitáveis quando são utilizados dentes naturais (HAYASHI, et al., 2006). Porém, apesar destas variações, ocorreu uma distribuição uniforme de tamanhos entre os três grupos, conforme observado no APÊNDICE B, condição que foi controlada através do uso de um paquímetro digital para diminuir a influência desta variável.

Diferentes materiais e variáveis de desenho devem ser considerados na análise dos dados. Há variáveis inerentes à anatomia dental humana e à qualidade da dentina que devem ser consideradas nos resultados. As diferenças relacionadas ao desenho dos pinos refletem a ausência de consenso na filosofia de tratamento para os dentes tratados endodonticamente (SCURRIA, 1995). O módulo de elasticidade do material é apenas um dos parâmetros que influenciam na formação de tensão e o diâmetro do pino, conforme demonstrado por Lassila et al. (2004), também deve ser considerado.

A utilização de uma camada de poliéter de moldagem entre as raízes e a resina acrílica na montagem dos corpos-de-prova simulou o ligamento periodontal existente entre as raízes e a estrutura óssea. De acordo com Butz, et al., 2001; Akkayan, Gülmez, 2002; Otil, et al., 2002; Rosentritt, et al., 2004; Naumann, Sterzenbach, Pröschel, 2005 e Stricker, Göhring, 2005, este procedimento permite

uma pequena movimentação do dente durante a aplicação da carga, favorecendo uma condição mais real de teste.

A cobertura de núcleos intra-radiculares com uma coroa protética não tem influenciado na resistência mecânica de dentes tratados endodonticamente (HOAG, DWYER, 1982; ASSIF, et al., 1993). Entretanto, estudos clínicos têm confirmado a importância em instalar uma coroa com um colar metálico circular ao redor de dentes tratados endodonticamente, melhorando o sucesso clínico a longo prazo (TRABERT, COONEY, 1984; BARKHORDAR, RADKE, ABBASI, 1989; HEMMINGS, KING, SETCHELL, 1991), condição que foi reproduzida neste estudo.

O núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco (G1) aparece em vários estudos como grupo controle por ser a técnica mais antiga utilizada na restauração de dentes tratados endodonticamente. Os valores de carga de fratura encontrados para o grupo 1 ($665.8N \pm 129.44$) foram superiores a outros achados na literatura para este tipo de reconstrução (TJAN, WHANG, 1985; SORENSEN, ENGELMAN, 1990; LONEY, MOULDING, 1995; FRAGA, et al. 1998; SIRIMAI, RIIS, MORGANO, 1999; BUTZ, et al. 2001; RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; HEYDECKE, et al. 2002; OTLL, et al. 2002; HU et al. 2003), o que justifica a sua aplicação na clínica. Entretanto, estudos de Hoag e Dwyer (1982), Cohen et al. (1996b), Saupe, Gluskin e Radke (1996) e Martínez-González et al. (2001) obtiveram valores de carga de fratura bem superiores aos encontrados neste estudo, com cargas que atingiram 5012.2N, 1250N, 1195.6N e 2120N, respectivamente. O resultado do estudo de Hoag e Dwyer (1982), atingindo valores de 5012.2N deve ser comparado aos demais estudos com cautela, tendo em vista a superioridade do

resultado obtido, que possivelmente tem relação com aspectos metodológicos da pesquisa.

O sistema de reconstrução utilizado no grupo 2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso), descrito por Martignoni et al. (1990), não foi utilizado em nenhum outro estudo. O valor médio de carga de fratura obtido no grupo 2 ($681.2 \pm 145.0N$) não apresentou diferença estatística em relação ao grupo 1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco = $665,8 \pm 129,44N$), o que sugere que sua utilização clínica tem comportamento similar ao grupo 1 (núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco); além da técnica de cimentação adesiva exigir muito mais controle operacional durante a sua execução se comparada com a técnica de cimentação do núcleo metálico com cimento à base de fosfato de zinco. A hipótese de que no grupo 2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso) a utilização de cimento resinoso na fixação do núcleo metálico fundido funcionaria como um amortecedor de cargas, aumentando a resistência à fratura das raízes dentárias, não foi confirmada, pelo menos sob cargas estáticas.

O resultado médio dos valores de carga de fratura ($685,1 \pm 210,9N$) encontrados no grupo 3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e preenchimento com resina composta) é inferior aos achados de Akkayan e Gülmez (2002), Maccari, Conceição e Nunes (2003) e Hayashi et al. (2006), que utilizaram pinos de fibra de vidro de marcas comerciais diferentes do pino utilizado neste estudo. Recomenda-se a utilização de pinos de fibra em dentes que tenham um remanescente coronário de 2-3mm, aumentando a área de adesão e melhorando a

resistência do conjunto. Porém, para uma uniformidade de construção dos corpos de prova, os dentes do grupo 3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e preenchimento com resina composta) foram reconstruídos sem nenhum remanescente coronário. Possivelmente os valores encontrados no grupo 3 seriam diferentes se uma quantidade de 2-3mm de remanescente coronário fosse mantida no momento da reconstrução. Porém, optou-se por eliminar esta variável para que todas as raízes tivessem o mesmo formato antes da reconstrução e assim os resultados pudessem ser comparados entre si adequadamente.

Estudos de observação clínica de dentes restaurados com pinos de fibra mostraram baixos índices de falhas, as quais puderam ser reparadas. Os resultados destes estudos (APÊNDICE E) indicam a utilização rotineira de materiais para restaurações de dentes tratados endodonticamente, podendo ser uma alternativa viável aos sistemas convencionais, principalmente ao núcleo metálico fundido (FREDRIKSSON, et al., 1998; FERRARI, et al., 2000; MALFERRARI, MONACO E SCOTTI, 2003; NAUMANN, et al., 2005).

A observação da tabela comparativa dos resultados obtidos pelas pesquisas revisadas na literatura sobre resistência à fratura e modo de falha de dentes tratados endodonticamente (APÊNDICE F), torna evidente a dificuldade de comparação dos resultados.

A carga foi aplicada em um ângulo de 45 graus em relação ao longo eixo dos dentes, em concordância com a maioria das publicações de resistência à fratura de dentes tratados endodonticamente (HOAG, DWYER, 1982; BURGESS, SUMMITT,

ROBBINS, 1992; COHEN, CONDOS, DEUTSCH, MUSIKANT, 1994; GLUSKIN, et al., 1995; COHEN, et al., 1996b; HOLMES, DIAZ-ARNOLD, LEARY, 1996; KAHN, et al., 1996; FRAGA, et al., 1998; MARTINEZ-INSUA, 1998; MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, et al., 2001; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES, 2003). Esta configuração permite uma distribuição uniforme de forças ao longo e perpendicular à raiz, e reproduz os estresses de flexão resultantes dos movimentos de desocclusão.

As cargas registradas durante o ato fisiológico mastigatório variam de 10 a 420 N na região posterior (GIBBS et al., 1981; NEILL, et al., 1989). Estas cargas são pelo menos metade ou 1/10 da força máxima de oclusão. A análise dos resultados mostrou não haver diferença estatística entre os grupos testados. As médias dos três grupos (G1 [núcleo metálico fundido cimentado com cimento à base de fosfato de zinco] = 665.8N; G2 [núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso] = 681.2N e G3 [pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e preenchimento com resina composta] = 685.1N) foram superiores aos valores encontrados para a região posterior, variando de 10 a 420N, durante o ato mastigatório fisiológico (GIBBS et al., 1981; NEILL, et al., 1989). Tem sido relatado que a força máxima de mordida é superior a 900N (TORTOPIDIS, et al., 1998). Desta forma, todos os sistemas resistiriam adequadamente em situação de função mastigatória normal, porém fracassariam em condições parafuncionais (condição em que o paciente executa movimentos não funcionais da mandíbula, em geral de forma subliminar durante a vigília ou, principalmente, ao dormir, quando se apertam ou rangem os dentes de forma continuada ou episódica), onde as cargas são bem superiores àquelas registradas neste estudo. Já Gluskin, et al. (1995) reafirmou os achados de investigações prévias de que a coroa natural intacta de dentes tratados

endodonticamente possui resistência à fratura superior a todos os sistemas de pino e preenchimento.

Os valores de tensão não puderam ser medidos em alguns espécimes, pois após o banho com nitrogênio líquido e posterior fratura, a superfície de fratura ou trinca não ficou evidente, a qual deveria aparecer infiltrada pelo corante azul de metileno. Outro fator foi a inviabilidade de mensuração desta superfície em alguns espécimes pelo modo como a fratura ocorreu, após o banho com nitrogênio, inutilizando o corpo de prova. A análise dos valores de tensão na superfície de fratura não foi abordada por nenhum dos autores revisados neste estudo, o que não permite uma comparação com outras pesquisas. Pode-se observar nas Tabelas 10, 11 e 12 que os valores de tensão apresentaram variação quando comparamos os espécimes entre si. Estas diferenças provavelmente se devem às diferenças anatômicas entre os dentes utilizados na pesquisa. Mesmo com a relativa uniformização dos tamanhos dos dentes, as diferenças nos diâmetros radiculares, assim como no tamanho dos condutos radiculares e o padrão de calcificação dentinária, certamente influenciaram nos valores de tensão registrados.

Uma abordagem acerca do modo de fratura de dentes tratados endodonticamente e restaurados com sistemas de núcleos intra-radulares torna-se conveniente, relacionando a carga de fratura com o modo de fratura nos diferentes sistemas. O percentual de falhas reparáveis encontrado no presente estudo foi de 40%, 40% e 50% para os grupos 1, 2 e 3, respectivamente. A maior incidência de falhas reparáveis para os dentes restaurados com pino de fibra em relação aos núcleos metálicos é também encontrada em outros estudos (KING, SETCHELL

1990; MARTINEZ-INSUA, et al. 1998; CORNIER, BURNS, MOON, 2001; RAYGOT, CHAI, JAMESON 2001; AKKAYAN, GÜLMEZ 2002; HU, et al. 2003; MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES 2003). Por ter um módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina, os pinos de fibra cimentados com cimentos resinosos absorveram melhor as tensões aplicadas favorecendo uma menor transferência destas cargas ao remanescente dental.

Neste estudo, a aplicação da carga no teste mecânico foi interrompida tão logo uma queda inicial da força fosse detectada pela máquina de testes. O procedimento caracterizou a resistência à fratura dos sistemas testados na falha inicial e permitiu uma avaliação do seu modo de falha. A avaliação do modo primário de falha de um sistema de reconstrução intra-radicular é importante para o futuro desenvolvimento do produto, melhorando o desempenho do sistema (RAYGOT, CHAI, JAMESON, 2001; HU, et al., 2003; STRICKER, GÖHRING, 2005).

Do ponto de vista de resistência à fratura, a análise do APÊNDICE F mostra a média das cargas de falha e modos de falha encontrados em sete diferentes estudos, revelando que a escolha do sistema de reconstrução cairia sobre o núcleo metálico fundido, seguido pelos pinos de fibra e como última escolha os pinos cerâmicos. Estes dados revelam fraturas muito mais favoráveis para os sistemas de pinos de fibra quando comparados aos sistemas metálicos pré-fabricados ou núcleos metálicos fundidos. Entretanto, deve-se enfatizar que um modo de falha reparável poderia ser mais relevante do que uma alta resistência à fratura (KING, SETCHELL 1990; MARTINEZ-INSUA, et al. 1998; CORNIER, BURNS, MOON 2001; RAYGOT, CHAI, JAMESON 2001; AKKAYAN, GÜLMEZ 2002; HU, et al 2003;

MACCARI, CONCEIÇÃO, NUNES 2003), visto que um material de reconstrução radicular com alta resistência à fratura não garante que o complexo dente/material fique protegido de uma falha catastrófica através de uma fratura.

7 CONCLUSÕES

a) Os três grupos apresentaram o mesmo nível de resistência à fratura. O padrão de fratura foi tipicamente frágil e envolveu apenas a estrutura dentária. Nenhuma fratura foi encontrada nos núcleos metálicos ou pinos de fibra, revelando que um problema ainda presente em todos os sistemas é a maneira como a carga é transmitida ao elemento dental provocando, na maioria das vezes, a fratura dental irreparável, ao invés de uma falha que possibilitasse o reparo e protegesse a raiz dental;

b) O melhor desempenho foi do grupo 3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada em resina composta), uma vez que mostrou um maior índice de falhas reparáveis (falhas passíveis de reparo em uma condição clínica);

c) Devido às diferenças na metodologia dos experimentos, sua comparação torna-se difícil e os resultados são frequentemente contraditórios. Uma comparação significativa com os resultados de outros estudos *in vitro* similares é dificultada devido a um grande número de variáveis como condições prévias à exodontia, idade dentária, condições de armazenamento, situação pulpar no momento da exodontia, anatomia e dimensões radiculares e ângulo de carga e localização;

d) Todos os sistemas de reconstrução analisados neste estudo resistiriam adequadamente em uma situação clínica de função mastigatória normal, uma

vez que as médias dos valores registrados para os três grupos são superiores aos valores de cargas mastigatórias fisiológicas registradas por estudos prévios. Porém, todos os três sistemas fracassariam em condições clínicas parafuncionais, onde as cargas são bem superiores àquelas registradas neste estudo;

e) O percentual de falhas reparáveis (falhas passíveis de reparo em uma condição clínica) encontrado no presente estudo foi de 40%, 40% e 50% para os grupos 1 (núcleo metálico convencional cimentado com cimento à base de fosfato de zinco), 2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso) e 3 (pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada em resina composta), respectivamente, demonstrando que sistemas de reconstrução radicular utilizando pinos de fibra de vidro são uma boa alternativa aos sistemas de núcleos metálicos convencionais ou passivos;

f) A hipótese de que, no grupo 2 (núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso), a utilização de cimento resinoso na fixação do núcleo metálico fundido funcionaria como um amortecedor de cargas, aumentando a resistência à fratura das raízes dentárias, não foi confirmada;

g) Estudos futuros devem focar na busca de materiais que possam resistir às cargas funcionais e até parafuncionais, porém, que não levem a uma fratura dental irreparável no momento de uma eventual falha do conjunto.

8 SUGESTÕES PARA PESQUISAS FUTURAS

- a) Utilização de um número maior de amostras favorecendo a leitura dos resultados;
- b) utilização de um modelo de testes dinâmicos que possa avaliar a vida em fadiga dos sistemas de reconstrução, permitindo uma maior segurança na extrapolação dos resultados. Os espécimes podem ser submetidos a uma carga de 50N em 1,2 milhão de ciclos (correspondente a cinco anos de serviço clínico), em ângulo de 45°, em uma frequência de 1,3Hz, com termociclagem simultânea entre 5° e 55°. Após este período, os espécimes que não fraturaram são carregados até a fratura com uma velocidade de 1,0mm/min;
- c) utilização de quantidades diferentes de remanescente dentário coronal, avaliando sua influência na resistência à fratura e no modo de fratura dos dentes restaurados;
- d) utilização de tratamentos radiculares diferenciados entre os grupos, avaliando sua influência na qualidade da adesão da dentina radicular aos materiais restauradores.

REFERÊNCIAS ²

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

AL-QURESHI, H. A. Mecanismos de conformação dos metais. ITA, 1985.

ASSIF, D.; et al. Effect of post design on resistance to fracture of endodontically treated teeth with complete crowns. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 69, n. 1, p. 36-40, Jan. 1993.

BARATIERI, L. N. Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades. São Paulo: Santos, **Quintessence**, 2001, 739p.

BARKHORDAR, R. A.; RADKE, R., ABBASI, J. Effect of metal collars on resistance of endodontically treated teeth to root fracture. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 61 n. 6, p. 676-678, June 1989.

BURGESS, J. O.; SUMMITT J. B.; ROBBINS J. W. The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 68, n. 6, p. 899-903, Dec. 1992.

BUTZ, F.; et al. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-cores systems – an *in vitro* study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard , v.14, n. 1, p. 58-64, Jan. 2001.

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

COHEN, B.I.; et al. Comparison of the fractural strength for three combination cast post systems. **Oral Health**, Don Mills, v. 86, n. 1, p. 25-29, Jan. 1996(b).

COHEN, B. I.; CONDOS, S.; DEUTSCH, A. S.; MUSIKANT, B. L. Fracture strenght of three different core materials in combination with three different endodontic posts. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 7, n. 2, p. 178-182, Mar. 1994.

CORNIER, C. J.; BURNS, D. R. ; MOON, P. *In vitro* comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, cramic, and conventional post systems at various stages of restoration. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 10, n. 1, p. 26-36, Mar. 2001.

² Baseada na NBR 6023/2002 da ABNT

DRUMMOND, J. L. *In vitro* evaluation of endodontic posts. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 13, Espec N°, p. 5B-8B, May 2000.

DURET, B.; REYNAUD, M.; DURET, F. Un nouveau concept de reconstitution corono-radicaire. Le Composipost (1). **Le Chirurgien-Dentiste de France**, Paris, v. 60, n. 540, p. 131-141, Nov. 1990.

FERRARI, M.; et al. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 13, Spec No, p. 9B-13B, May 2000.

FOKKINGA, W. A. ; et al. A structural analysis of *in vitro* failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 17, n. 4, p. 476-482, July 2004.

FOX, K.; WOOD, D. J.; YOUNGSON, C. C. A clinical report of 85 fractured mettalic post-retained crowns. **Int. Endod. J.**, Oxford, v. 37, n.8, p. 561-573, Apr. 2004.

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

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

GALHANO, G. A.; et al. Evaluation of the flexural strength of carbon fiber- , quartz fiber- , and glass fiber-based posts. **J Endod**, Chicago, v. 31, n. 3, p. 209-211, Mar. 2005.

GIBBS, C. H.; et al. Occlusal forces during chewing – Influences of biting strength and food consistency. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 46, n. 5, p. 561-567, Nov. 1981.

GLUSKIN, A. H.; et al. The mandibular incisor: rethinking guidelines for post and core design. **J Endod**, Chicago, v. 21, n. 1, p. 33-37, Jan. 1995.

HAYASHI, M. et al. Fracture tesistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. **Dent. Mater.**, Washington, v. 22, n. 5, p. 477-485, May 2006.

HEMMINGS, K. W., KING, P. A., SETCHELL, D. J. Resistance to torsional forces of various post and core designs. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 66, n. 3, p. 325-329, Sept. 1991.

HEYDECKE, G.; et al. Fracture strenght after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post–and–core systems. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 87, n. 4, p. 438-445, Apr. 2002.

HOAG, E.P.; DWYER, T.G. A comparative evaluation of three post and core techniques. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 47, n. 2, p. 177-181, Feb. 1982.

HOCHMAN, N.; ZALKIND, M. New all–ceramic indirect post–and–core system. **J Prosthet Dent**, St. Louis v. 81, n. 5, p. 625-629, May 1999.

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

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

KAHN, F. H.; et al. Comparison of fatigue for three prefabricated threaded post systems. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v.75, n. 2, p. 148-153, Feb. 1996.

KAKEHASHI, Y.; et al. A new all-ceramic post and core system: clinical, technical and in vitro results. **Int J Periodontics Restorative Dent**, Chicago, v. 18, n. 6, p. 586-593, Dec. 1998.

KING, P.A.; SETCHELL, D. J. An in vitro evaluation of a prototype CFRC prefabricated post developed for the restoration of pulpless teeth. **J Oral Rehabil**, Oxford, v. 17, p. 599-609, Nov. 1990.

KOUTAYAS, S. O.; KERN, M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 30, n. 6, p. 383-392, June 1999.

LASSILA, L.V.J.;et al. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent. Mater**, Washington, v. 20, n. 1, p. 29-36, Jan. 2004.

LONEY, R. W.; MOULDING, M. B. The effect of load angulation on fracture resistance of teeth restored with cast post and cores and crowns. **Int J Prosthodont**, Lombard, v. 8, n. 3, p. 247-251, May. 1995.

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

MALFERRARI, S.; MONACO, C.; SCOTTI, R. Clinical evaluation of teeth restored with Quartz Fiber-Reinforced Epoxy Resin Posts. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 16, n. 1, p. 39-44, Jan. 2003.

MARTIGNONI, M.; et al. Il perno moncone passivo. **Attualità Dental**, v.38, n. 6, p. 8-16, Nov. 1990

MARTÍNEZ-GONZÁLEZ, A. ; et al. Response of three types of cast posts and cores to static loading. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 32, n. 7, p. 552-560, Jul. 2001.

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 composit core. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 80, n. 5, p. 527-532, Nov. 1998.

MÖLLERSTEN, L.; LOCKOWANDT, P.; LINDÉN, L. A comparison of strengths of five core and post-and-core systems. **Quintessence Int.**, Berlin, v.33, n.2, p.140-149, Feb. 2002.

MUSIKANT, B. L.; COHEN, B. I.; DEUTSCH, A. S. The relationship of post design to the long-term success of endodontically restored teeth. **Compendium**, Newtown, v. 22, n. 11, p. 974-988, Nov. 2001.

NAUMANN, M.; et al. Risk factors for failure of glass fiber-reinforced composite post restorations: a prospective observational clinical study. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 113, n. 6, p. 519-524, Dec. 2005.

NAUMANN, M. ; STERZENBACH, G. ; PRÖSCHEL, P. Evaluation of load testing of postendodontic restorations *in vitro* : linear compressive loading, gradual cycling loading and chewing simulation. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 74, n. 2, p. 829-834, Aug. 2005.

NEILL, D. J. ; et al. Functional loading of the dentition during mastication. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 62, n. 2, p. 218-228, Aug. 1989.

OTLL, P. et al. Fracture characteristics of carbon fiber, ceramic and palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads. **J. Oral. Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 2, p. 175-183, Feb. 2002.

POPOV, E. P. Introdução à mecânica dos sólidos. São Paulo : Edgard Blücher, 1978, 534p.

RAYGOT, C. G.; CHAI J. ; JAMESON, L. Fracture resistance and primary failure mode of endodontically treated teeth restored with a carbon fiber-reinforced resin post system *in vitro*. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 14, n. 2, p. 141-145, Mar 2001.

REAGAN, S. E.; et al. Effects of clinic loading on selected post-and-core systems. **Quintessence Int**, Berlin, v. 30, n. 1, p. 61-67, Jan. 1999.

ROSENTRITT, M.; et al. *In vitro* fracture resistance and marginal adaptation of metallic and tooth-coloured post systems. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.31, n. 7, p.675-681, July 2004.

SAUPE, W. A.; GLUSKIN, A. H.; RADKE, R. A. A comparative study of fracture resistance between morphologic dowel and cores and a resin-reinforced dowel system in the intraradicular restoration of structurally compromised roots. **Quintessence Int**, Berlin, v. 27, n. 7, p. 483-491, July 1996.

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

SCURRIA, M. S.; et al. General dentists' patterns of restoring endodontically treated teeth. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 126, n. 6, p. 775-779, June 1995.

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**, St. Louis, v. 81, n. 3, p. 262-269, Mar. 1999.

SORESEN, J. A.; ENGELMAN, M. J. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 65, n. 5, p. 529-536, May 1990.

STRICKER, E. J.; GÖHRING, T. N. Influence of different posts and cores on marginal adaptation, fracture resistance, and fracture mode of composite resin crowns on human mandibular premolars. **J. Dent.**, Bristol, p. 01-10, July 2005. No prelo.

TJAN, A. H. L.; WHANG, S. B. Resistance to root fracture of dowel channels with various thicknesses of buccal dentin walls. **J Prosthet Dent**, St. Louis, v. 53, n. 4, p. 496-500, Apr. 1985.

TORTOPIDIS, D.; et al. The variability of bite force measurement between sessions, in different positions within the dental arch. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 25, n. 9, p. 681-686, Sept. 1998.

TRABERT, K. C.; COONEY, J. P. The endodontically treated tooth – Restorative concepts and techniques. **Dent. Clin. North. Am.**, Philadelphia, v. 28, n. 4, p. 923-951, Oct. 1984.

TROPE, M.; MALTZ, D. O.; TROSNTAD, L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. **Endod Dent Traumatol**, Copenhagen, v. 1, n. 3, p. 108-111, Jan. 1985.

APÊNDICE A – Termo de consentimento livre e esclarecido



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CENTRO DE CIÊNCIAS TECNOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E ENGENHARIA DE MATERIAIS
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO – MATERIAIS PARTICULADOS

Nome do(a) participante: _____

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

As informações contidas neste documento foram fornecidas por Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto sob orientação do Prof. Dr. Márcio Celso Fredel com o objetivo de firmar acordo por escrito, mediante o qual, o voluntário da pesquisa autoriza sua participação, com pleno conhecimento da natureza dos procedimentos e riscos a que se submeterá, com capacidade de livre arbítrio e sem qualquer coação.

1. Título do trabalho:

Avaliação da resistência à fratura de dentes restaurados com diferentes sistemas de núcleos intra-radiculares – um estudo *in vitro* –

2. Objetivos:

Avaliar o comportamento de dentes submetidos a testes de compressão.
Analisar o tipo de fratura;

3. Justificativa:

Este estudo visa contribuir para o desenvolvimento de materiais de reconstrução dentária utilizando raízes dentárias como suporte, uma vez que esta é uma das modalidades terapêuticas mais utilizadas na restauração dentária.

4. Procedimentos da pesquisa:

Esta pesquisa será desenvolvida com a doação de trinta pré-molares humanos, extraídos por motivos de outra ordem que não a pesquisa, que imediatamente serão imersos e armazenados em soro fisiológico à temperatura ambiente e posteriormente usados na fase laboratorial da pesquisa.

5. Desconforto ou risco:

Nenhum, pois os dentes foram extraídos por motivos de outra ordem que não relacionada à pesquisa.

6. Benefícios do estudo:

Acrescentar à literatura científica informações acerca da resistência à fratura de dentes quanto restaurados com três diferentes sistemas de pinos radiculares, de modo a colaborar no desenvolvimento de técnicas restauradoras que possibilitem um melhor resultado clínico, beneficiando, dessa forma, a população em geral.

7. Informações:

Os doadores dos dentes terão garantia de que receberão respostas a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida em relação aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados com a pesquisa. O material biológico doado não será utilizado em qualquer tipo de pesquisa genética.

8. Retirada do consentimento:

O voluntário tem total liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar da pesquisa.

9. Telefone para contato com o pesquisador:

Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto

(48) 3024.6080: residencial; (48) 9988.0766: celular

10. Aspecto Legal:

Este manual foi elaborado de acordo com as diretrizes e normas que regulamentam as pesquisas envolvendo seres humanos, atendendo às resoluções 196/96 e 251/97 do Conselho Nacional de saúde – Brasília-DF.

11. Consentimento pós-informação:

Eu, _____,

RG _____, certifico que tendo lido as informações acima, e suficientemente esclarecido pelo mestrando Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto e pelo

Prof. Dr. Márcio Celso Fredel, estou plenamente de acordo com a realização deste estudo, autorizando a minha participação.

Doador

Mestrando Luis Gustavo D'Altoé Garbelotto
Pesquisador Principal

Prof. Márcio Celso Fredel
Pesquisador Responsável

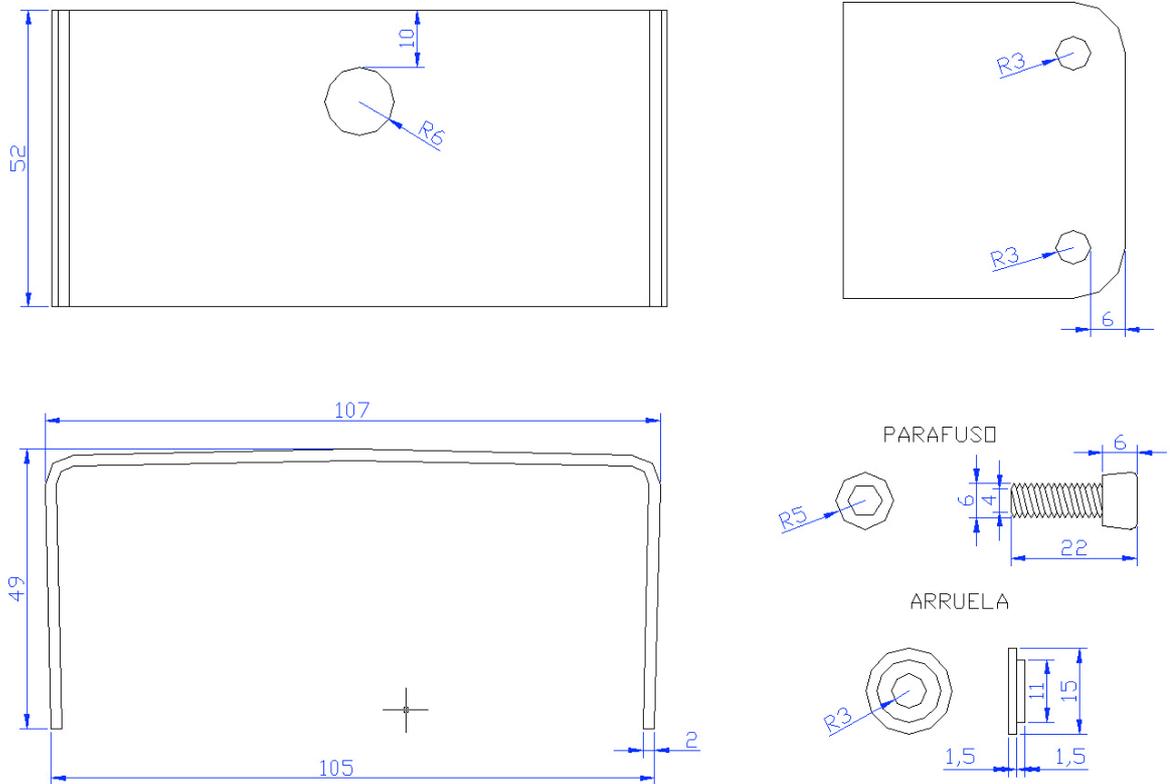
APÊNDICE B – Apresentação da TAB. 6.

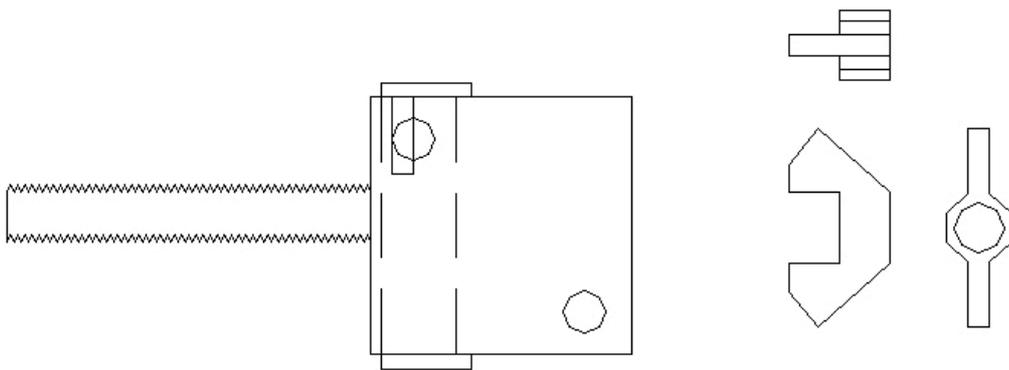
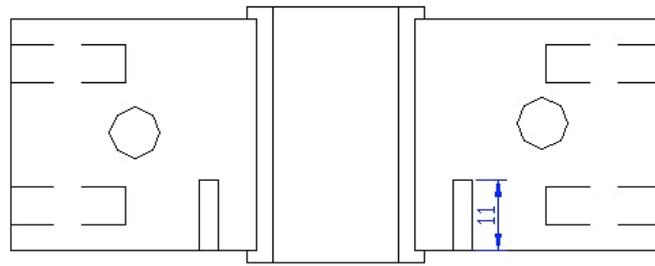
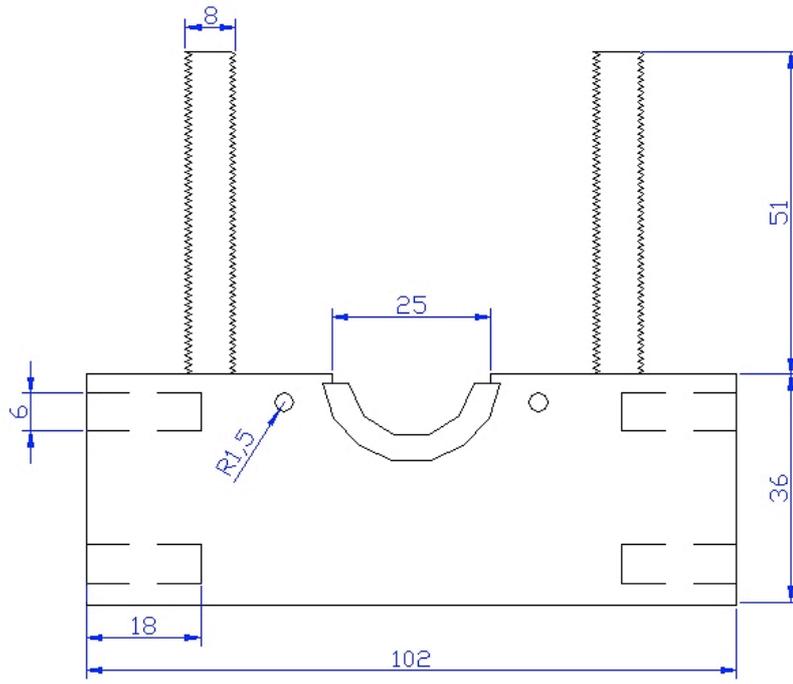
Tabela 6 - Tamanho, carga de fratura, tensão compressiva, tensão trativa e modo de falha dos dentes submetidos à carregamento estático em 45°:

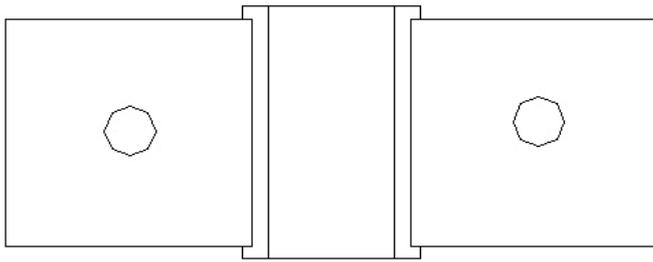
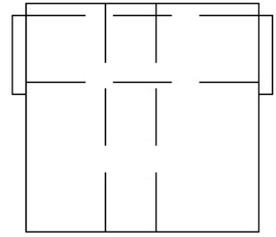
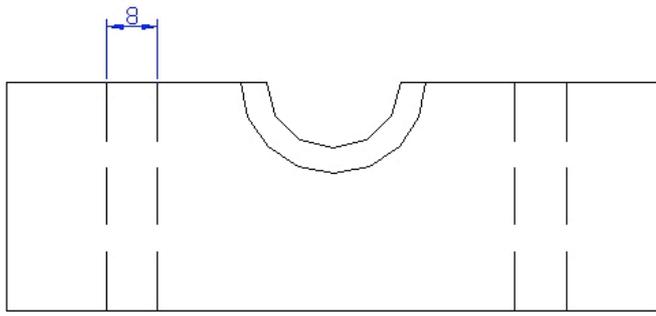
	Dimensão Vestíbulo-Lingual (mm)	Dimensão Mésio-Distal (mm)	Comprimento radicular (mm)	Carga de Fratura (N)	Tensão Compressiva (N/mm ²)	Tensão Trativa (N/mm ²)	Modo de Fratura radicular
Grupo 1: Núcleo metálico convencional cimentado com cimento à base de fosfato de zinco							
1	6,9	5,1	16,0	748,7	-341,7	426,9	Fratura
2	7,5	5,4	15,3	706,6	-160,3	220,1	Trinca
3	7,6	5,6	15,9	663,9	-342,4	419,2	Trinca
4	7,5	5,1	16,5	854,1	- 31,7	71,5	-
5	7,2	5,1	16,3	719,7	-483,2	583,8	Fratura
6	7,0	5,3	15,3	554,1	-108,5	150,9	Fratura
7	7,3	5,1	18,0	394,5	- 15,3	34,1	-
8	6,7	4,5	16,1	621,8	*	*	Trinca
9	7,6	4,9	14,5	780,7	-206,2	263,4	Fratura
10	7,7	5,0	18,1	614,0	- 23,6	52,6	-
Média	7,3	5,1	16,2	665,8	-190,3	247,2	
DP	0,3	0,2	1,1	129,4	167,0	193,8	
Grupo 2: Núcleo metálico passivo cimentado com cimento resinoso							
11	7,3	5,3	14,7	698,3	*	*	Trinca
12	7,1	5,3	16,1	593,3	*	*	Trinca
13	7,6	5,8	16,9	540,1	-168,4	217,6	Trinca
14	7,7	5,2	17,9	701,4	-198,5	261,1	Fratura
15	7,7	6,1	16,5	886,5	*	*	Trinca
16	7,6	5,5	16,3	846,5	-318,3	409,5	Trinca
17	6,2	5,1	15,1	433,8	-118,1	158,7	Trinca
18	7,0	5,5	17,2	566,7	-148,5	193,5	Trinca
19	7,5	5,2	14,1	759,5	- 28,1	63,5	-
20	8,0	5,0	15,3	786,6	*	*	Trinca
Média	7,3	5,4	16,0	681,2	-163,3	217,3	
DP	0,5	0,3	1,1	145,0	95,7	115,3	
Grupo 3: Pino de fibra de vidro cimentado com cimento resinoso e base formada em resina composta							
21	7,3	5,3	17,8	563,0	*	*	-
22	6,8	5,2	15,2	722,7	-197,4	256,4	Trinca
23	8,2	6,1	15,5	432,2	- 10,3	25,5	-
24	7,0	5,6	16,1	445,1	*	*	Trinca
25	7,2	5,1	18,0	681,6	-270,3	338,5	Trinca
26	6,9	5,0	15,1	641,1	*	*	Trinca
27	7,3	6,0	15,1	1182,0	*	*	Trinca
28	6,8	5,6	16,0	711,2	-136,2	187,4	Fratura
29	8,1	5,7	17,8	673,8	*	*	Trinca
30	8,0	5,3	14,9	799,2	-262,8	338,6	Trinca
Média (SD)	7,4	5,5	16,1	685,1	-175,4	229,2	
DP	0,5	0,3	1,2	210,9	107,1	130,2	

* Valores não mensuráveis devido à perda das amostras após fratura com banho de nitrogênio líquido.

APÊNDICE C – Apresentação dos desenhos cotados (cm) do suporte de fixação do corpo de prova, confeccionado em aço inox (AISI 304).







APÊNDICE D - Tabela comparativa entre 29 estudos, evidenciando os sistemas de reconstrução utilizados, os valores de resistência obtidos, o tipo e o ângulo de aplicação da carga e o número de amostras testadas na pesquisa.

AUTOR	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA	CARGA	ÂNGULO	N° AMOSTRAS
Hoag, dwyer (1982)	Núcleo metálico fundido em ouro Pino de aço inoxidável estandarizado e resina composta Pino e preenchimento com amálgama	5012,2 N com coroa 3326,6 N sem coroa	estática	45°	40
Tjan, Whang (1985)	Núcleos metálicos foi feita com fosfato de zinco Remanescente com espessuras de 1mm Remanescente com espessuras de 2mm Remanescente com espessuras de 3mm Espessura de 1mm com utilização de um bisel em 60 graus	216,5N 210,7N 216,9N 197,4N	estática	30°	40
Trope, Malz, Tronstad (1985)	Câmara pulpar com preenchimento em resina composta. Condicionamento ácido, procedimento adesivo e preenchimento com resina composta. Idem grupo 2, porém com preenchimento até um nível de 10mm de profundidade no canal radicular. Preparo intracanal com preenchimento da cavidade de acesso com resina composta sem ataque ácido prévio. Preenchimento da porção radicular e cavidade de acesso com resina composta sem ataque ácido prévio. Cimentação de um <i>Parapost</i> de aço com cimento à base de fosfato de zinco e preenchimento com resina composta. Preenchimento da porção radicular e cav. de acesso com resina composta, com ataque ácido e proced. adesivo prévios. Condicion. ácido e proced. adesivo com posterior ciment. de <i>Parapost</i> de aço com res. Comp. e preench. com res. comp.	1413,1N ± 308,7 1451,3N ± 190,2 1483,7N ± 224,9 809,4N ± 274,4 893,7N ± 251,0 1173,5N ± 284,8 1313,9N ± 263,5 1195,6N ± 137,2	estática	50°	64
King, Setchell (1990)	Pinos de liga preciosa (<i>Parapost P-52</i>) e sobrefundição com liga de ouro tipo III Pinos de carbono reforçados com fibras de carbono (CFRC) e preenchimento em liga de ouro Pinos CFRC e preenchimento com composto (P30) Pinos de aço inoxidável e preenchimento em resina composta (P30)	16,2 MNm-2 15,7 MNm-2 14,4 MNm-2 13,0 MNm-2	estática	130°	40
Sorensen, Engelman (1990)	90 graus de ombro e sem extensão dentinária coronal, mantendo 1mm de estrutura coronal Ombro de 90 graus, sem extensão dentinária coronal Ângulo de 130 graus formando ombro inclinado da base do preenche até a margem e toda estrutura dentinária coronal removida Ombro de 90 graus e um bisel em 60 graus com 1mm de espessura, sem extensão dentinária coronal Idem ao grupo 4 porém com 1mm de extensão dentinária coronal Idem ao grupo 4, porém com 2mm de extensão dentinária coronal	289,1N 284,2N 343N 355,7N 639,9N 680,1N	estática	130°	60
Burgess, Summit, Robbins (1992)	Pino experimental Pino experimental (oversized) <i>Para-Post</i> <i>V-Lock</i> <i>Flexi-Post</i>	498,4N 460,5N 504,7N 669,1N 579,3N	estática	45°	120

* Todos os dentes foram rest. com pino de aço inoxidável *Parapost* n° 4 com fundição do munhão em prata-paládio

APÊNDICE D - Tabela comparativa entre 29 estudos, evidenciando os sistemas de reconstrução utilizados, os valores de resistência obtidos, o tipo e o ângulo de aplicação da carga e o número de amostras testadas na pesquisa.

AUTOR	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA	ÂNGULO	N° AMOSTRAS
Condos; Deutsch, Musikant (1994)	<i>Flexi-Post/ Ti-core</i> <i>Vlock/ Ti-Core</i> <i>Parapost/ Ti-Core</i> <i>Flexi-Post/ Tytin</i> <i>Vlock/ Tytin</i> <i>Parapost/ Tytin</i> <i>Flexi-Post/ Ketac-Silver</i> <i>Vlock/ Tytin/ Ketac-Silver</i> <i>Parapost/ Tytin/ Ketac-Silver</i>	204,9lbs 218,8lbs 164,8lbs 156lbs 100,6lbs 134,6lbs 69,4lbs 50,4lbs 37,7lbs	estática	45 90
Gluskin et al. (1995)	Pinos estandarizados submetidos à tração Pinos morfológicos submetidos à tração Pinos estandarizados submetidos a cisalhamento Pinos morfológicos submetidos a cisalhamento Coroas mantidas intactas com selamento da câmara pulpar em resina composta e submetidos a cisalhamento	69,9N 104,6N 217,6N 203,3N 468,4N	estática	45 50
Loney; Moulding (1995)	Núcleos fundidos em ouro utilizando padrões de plástico do sistema <i>Parapost</i> Cimentados com cimento à base de fosfato de zinco	372,4N 597,6N 1274,3N	estática	110 130 150
Cohen et al. (1996b)	<i>Parapost</i> <i>ExactCast</i> <i>Luminex 2000</i>	1250N 1262,8N 1134,7N	estática	45 30
Holmes; Diaz-Arnold; Leary (1996) (elementos finitos)	Pinos paralelos com 1,4mm X 13mm (Standard) Pinos paralelos com 1,4mm X 10,5mm Pinos paralelos com 1,4mm X 8mm Pinos paralelos com 1,2mm X 13mm Pinos paralelos com 1,6mm X 13mm Pinos cônicos de 0,6 a 1,4mm X 13mm	53,4MPa 53,5MPa 53,6MPa 54,1MPa 52,5MPa 54,4MPa		45
Kahn et al. (1996)	<i>Cyto post</i> <i>Vlock Active post</i> <i>Flexi-Post</i> <i>Control</i>	(pounds/inch ²) 2725,9 2810,8 3024,5 2013,6	estática	45 100
Fraga et al. (1998)	núcleo metálico fundido em liga de níquel-cromo pinos pré-fabricados de aço com preenchimento do munhão coronal em resina composta híbrida	483,6N 309,2N	estática	45 27
Martinez-Insua (1998)	Pinos de fibra de carbono <i>Compositpost</i> Núcleos fundidos em liga de ouro tipo III	1037N 2027N	estática	45 44

(continua)

APÊNDICE D - Tabela comparativa entre 29 estudos, evidenciando os sistemas de reconstrução utilizados, os valores de resistência obtidos, o tipo e o ângulo de aplicação da carga e o número de amostras testadas na pesquisa.

(continua)

AUTOR	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA	ÂNGULO	Nº AMOSTRAS
Saupe, Gluškin, Radke (1996)	Morfológico sem fêrula Morfológico com fêrula Luminex sem fêrula Luminex com fêrula	1195,6N 1127N 1729,7N 1690,5N	estática	45
Sirmaj, Riis, Morgano (1999)	Vario-Cast Passive Post (Brasseler), fundido em prata-paládio. Vario-Cast Passive Post (Brasseler) de titânio (paralelo, serrilhado). Fibras de polietileno trançadas (Ribbond, Inc) embebidas em resina sem carga (Heliobond, Ivoclar North America, Inc.). Fibras de polietileno (Ribbond, Inc.) embebidas em cimento resinoso com carga (VarioLink). Fibras de polietileno (Ribbond, Inc.). Pinos de liga de titânio (Parapost Plus, Whaledentim mahwah, N.J.) cimentados com cimento resinoso (VarioLink).	288,6N 254,7N 127,0N 218,3N 233,6N 201,3N	estática	130
Drummond (2000) (teste Pullout) (resistência flexural)	Pinos de aço inoxidável Pinos de fibra (Carbon, Aesthetic, Light e FiberKore) Não houve diferença estatística na resistência à tração (pullout) entre os grupos. Porém, a termociclagem (6000 ciclos variando entre 7°-63°) diminuiu a resistência flexural em todos os sistemas de pinos de fibra testados, quando comparados com os respectivos grupos controle.	(Mpa) 1492 - Carbon 1045 - Aesthetic 901 - Light 842 - FiberKore 1332 - Carbon (thermal) 838 - Aesthetic (thermal) 799 - Light (thermal) 666 - FiberKore (thermal)		160
Butz et al. (2001)	G1 = pinos de titânio (ER 61L16, Komet) e preenchimento em composto G2 = pinos de zircônio (Cerapost, 232L12, Komet) e preenchimento em composto G3, nucl. cerâmicos (cerâmica injetada [Empress-Cosmo, Ivoclar] sobre pinos de dióxido de zircônio [Cerapost, Komet]) G4 = sobrefundição em pinos de ouro (ER - HeraPlat 204L12, Komet) A ciclagem termomecânica envolveu 1,2 milhão de ciclos em um simulador de mastigação, com carga de 30 N à uma frequência de 1,3 Hz num ângulo de 130 graus. Após o carregamento cíclico, os dentes foram submetidos a carga compressiva até a fratura com velocidade de 1,5 mm/min	425N ± 155 202N ± 212 378N ± 64 426N ± 178	cíclica e estática	64
Martinez-Gonzales et al (2001)	Níquel-cromo Cerâmica IPS-Empress Resina acetálica	2120N 1491N 2139N	estática	45
Raygot, Chai, Jameson (2001)	Pino de fibra de carbono (CFC) (C-post, RTD) Pino de aço inoxidável (Parapost, Whaledent) e preenchimento em resina composta (Bis-core, Bisco) Núcleo metálico fundido (Parapost com sobrefundição de liga nobre: PG-200, Engelhart-Baker) a incidência de fraturas desfavoráveis foi similar entre os três grupos	307N ± 33 305N ± 47 374N ± 104	estática	130
Akkayan, Gülmez (2002)	Pinos de titânio (Filpost, Filho Dental, Cork, Ireland). Pinos de fibra de quartzo (D. T. Light-Post, Recherches Techniques Dentaires, RTD, St. Egreve, France). Pinos de fibra de vidro (ParaPost Fiber White, Coltene/Whaledent Inc, Mahwah, N. J.). Pinos de zircônia (CosmoPost, Ivoclar, Schaan, Liechtenstein).	656,1N 893,7N 743,8N 773,3N	estática	130
			estática	40

APÊNDICE D - Tabela comparativa entre 29 estudos, evidenciando os sistemas de reconstrução utilizados, os valores de resistência obtidos, o tipo e o ângulo de aplicação da carga e o número de amostras testadas na pesquisa.

(continua)

AUTOR	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA	CARGA	ÂNGULO N°	AMOSTRAS
Heydecke et al. (2002)	<p>Pinos de Titânio (ER 61L16; Komet) e preenchimento com composto (Clearfil Core, Kuraray).</p> <p>Pinos de zircônia (Cerapost 232L12; Komet) e preenchimento com composto (Clearfil Core, Kuraray).</p> <p>Pinos de zircônia e preenchimento com cerâmica injetada (Empress-Cosmo, Ivoclar).</p> <p>Controle: preenchimentos em liga de ouro fundidos sobre pinos de ouro pré-fábric. (ER-Heraplat 204 L12; Komet).</p> <p>1,2 milhões de ciclos (correspondente a cinco anos de serviço clínico) com 30N de carga, uma inclinação de 130 graus, uma frequência de 1,3Hz em simulador de mastigação controlado por computador. Termociclagem simultânea entre 5 e 55°C foi aplicada por 60 segundos com uma pausa intermediária de 12 segundos. Após o carregamento cíclico, os dentes foram submetidos a carga de compressão até a falha</p>	450N 503N 521N 408N	dinâmica e estática	130	64
Ottl et al. (2002)	<p>Pino metálico fundido em paládio (Perma-dor™, Degussa) e porção coronária com liga Phanton (Degussa)</p> <p>Pinos metálicos sem paládio: Perma-dor™ (Degussa)</p> <p>Pinos metálicos sem paládio: pino ER platiná/irídio (Komet) e porção coronária com liga Phanton (Degussa)</p> <p>Pinos metálicos sem paládio: pino Endo-Core™ sistema Pflir (Metalor) e porção coronária com liga Phanton (Degussa)</p> <p>Pinos cerâmicos sendo (E) Cerapost (Komet) e porção coronária com Clearfil™ (Kuraray)</p> <p>Bloco de Alumina/Celloy™ (Vita/Mikrono) e preenchimento coronário com Alumina Blank/Celoy™ (Vita/Mikrono)</p> <p>Pino de fibra de carbono Compositos™ (=C-Post) (RTD) e preenchimento com Clearfil™ (Kuraray)</p> <p>Preenchimento feito de liga Deva 4™ foram sobrefundidos a 10 pinos Perma-dor™ adicionais</p> <p>Grupo controle com tratamento endodôntico e sem utilização de pinos</p> <p>Foram utilizadas raízes artificiais contruídas em resina composta (Estilux posterior VS) com módulo de elasticidade de 16400 Mpa</p>	265,9N ± 47 288,7N ± 91,2 300,4N ± 70,2 242,3N ± 60,9 193,5N ± 57 300,3N ± 89,3 208N ± 67,8 208N ± 67,8 228,8N ± 35,7	estática	135	
Hu et al. (2003)	<p>Núcleo fundido em liga de ouro-paládio (Cameo, Jelenko) serrilhado paralelo (Parapost, Whaledent)</p> <p>Pino pré-fabricado serrilhado paralelo (Parapost, Whaledent) e preenchimento com resina composta (Duolink, Bisco)</p> <p>Pino de fibra de carbono (CFC) (Aestheti-Post, Bisco) e preenchimento com resina composta (Duolink, Bisco)</p> <p>Pino cerâmico (ER-Cerapost, Brasseier) e preenchimento com resina composta (Duolink, Bisco)</p> <p>A maioria das modalidades de fratura envolveu fratura radicular, que numa situação clínica significa um prognóstico ruim, em função da limitação de opções para recuperação dos elementos dentais.</p>	361,8N ± 149,2 252,8 N ± 70,6 287,5 N ± 90,7 323,5 N ± 148,4	estática	130	40
Maccari, Conceição, Nunes (2003)	<p>Aestheti-Post; Bisco</p> <p>FibreKor Post; Jenenc/Pentron</p> <p>Cosmopost; Ivoclar</p>	835N ± 26,7 857N ± 177 365N ± 166	estática	45	30
Rosentritt et al. (2004)	<p>Núcleos cerâmicos</p> <p>Pinos de fibra de vidro</p> <p>Pinos de titânio</p> <p>Grupo controle sem pino</p> <p>ciclagem mecânica e térmica simulando um período de serviço de 5 anos (6000 ciclos de termociclagem [5°C/55°C]; 1.2.106 ciclos mastigatórios a 135° [50N])</p> <p>Após esta etapa os espécimes foram carregados em ângulo de 135° até que a falha ocorresse</p>	580N 505N	dinâmica e estática	135	32

APÊNDICE D - Tabela comparativa entre 29 estudos, evidenciando os sistemas de reconstrução utilizados, os valores de resistência obtidos, o tipo e o ângulo de aplicação da carga e o número de amostras testadas na pesquisa.

(conclusão)

AUTOR	SISTEMA DE RECONSTRUÇÃO	CARGA	CARGA	ÂNGULO	N° AMOSTRAS
Gathano et al (2005)	C-POST – pino de fibra de carbono AESTHETH-POST – pino de fibra de carbono e fibra de vidro AESTHETH-PLUS – pino de fibra de vidro LIGHT-POST – pino de fibra de vidro translúcido D. T. LIGHT-POST – pino de fibra de vidro PARAPOST WHITE – pino de fibra de vidro FIBREKOR – pino de fibra de vidro REFORPOST – pino de fibra de vidro <i>avaliação da resistência flexural</i>	613.3N 677.4N 666.2N 607.2N 608.7N 585.2N 562.3N 433.8N			
Stricker e Göhring (2005)	Dentes foram mantidos sem nenhum preparo ou tratamento endodôntico Dentes submetidos a tratamento endodôntico e a sua coroa restaurada com resina composta Coroas clínicas foram removidas e feito um preparo com 2 mm de profundidade no canal e um chanfro de 0,5 mm Pinos de fibra de vidro (FRC Poster) e munhão coronário de resina composta (Teiric Ceram) Pinos de zircônia e preenchimento com cerâmica vítrea (Empress 2) Núcleos metálicos fundidos em ouro (Aurofluid) cimentados com cimento de ionômero de vidro (Ketac Cem, 3M Espe) 1,2 milhão de ciclos a 49 N com frequência de 1,7 Hz e termociclagem simultânea com 3000 ciclos de 5°-55°C	849N 1031,9N 649,8N 672,6N 481,6N 450,9N	dinâmica e estática	60	48
Hayashi et al. (2006)	Pinos de fibra de vidro (D. T. Light Post, Bisco, Inc.) Pinos metálicos pré-fabricados (AD Post, Kuraray Medical Inc.) Núcleos metálicos fundidos em liga de ouro (Casting Gold Type II, Morita Co.) Grupo controle: Dentes hígidos preparados para coroa total Sob estas condições de carga, a combinação de pinos de fibra de vidro e preenchimento em resina composta com recobrimento e uma coroa total metálica mostrou-se o método mais protetor para a estrutura dental remanescente, uma vez que a maioria das fraturas foram limitadas à região cervical da raiz incluindo a interface preenchimento/dentina	864N 845N 876N 925N	estática	90 45	48

APÊNDICE E - Estudos de observação clínica de dentes restaurados com pinos de fibra.

Estudo	Amostra	Período	Sistema de Reconstrução	Resultados
Fredriksson, et al., 1998	236 dentes	2 a 3 anos	Compositpost	5 dentes foram extraídos (2%) mas a falha não foi atribuída ao Compositpost
Ferrari, et al., 2000	1304 dentes	1 a 6 anos	840 <i>Compositpost</i> 215 <i>Aestheti post</i> 249 <i>Aestheti Plus</i>	* 25 dentes mostraram falha devido ao desalojamento do pino (todas em dentes com menos de 2mm jde dentina coronal remanescente) * 16 dentes tiveram que ter os pinos removidos devido a lesões endodônticas periapicais, que não tem relação com os pinos. * O índice de sucesso foi de 96,8%
MalFerrari, Mônaco e Scotti, 2003	180 dentes	30 meses	<i>Aestheti plus</i>	* 3 falhas detectadas: uma fratura da base e dois desalojamentos do pino * O índice de sucesso foi de 98,3%
Naumann, et al., 2005	149 dentes	5-56 meses	<i>Lucent Anchors</i> <i>FeberKor</i> <i>DentinPost</i>	* 31 falhas, porém todas passíveis de serem novamente restauradas * Média anual de falha de 6,7%

APÊNDICE F - Média das cargas de falha e modos de falha encontrados em 7 estudos selecionados.

Estudo	Tamanho da amostra	Sistema de reconstrução	Média de carga de falha	Desvio-Padrão	Falhas favoráveis (%)
King e Setchell (1990)	10	Fibra de carbono	14,42 MNm-2	3,00	70
	10	Núcleo metálico fundido	16,24 MNm-2	2,60	10
	10	Pino metálico pré-fabricado	13,00 MNm-2	2,53	10
Martnez-Insua et al. (1998)	22	Fibra de carbono	1.016,95 N	520,70	95
	22	Núcleo metálico fundido	1.987,81 N	1230,73	9
Cornier et al. (2001)	10	Fibra de carbono/quartzo	176,10 N	22,70	70
	10	Fibra de carbono	183,30 N	10,40	60
	10	Fibra de vidro	108,60 N	6,30	100
	10	Cerâmico	179,70 N	10,60	70
	10	Núcleo metálico fundido	184,80 N	11,50	10
	10	Pino metálico pré-fabricado	204,10 N	10,60	40
Raygot et al. (2001)	10	Fibra de carbono	307,00 N	33,00	70
	10	Núcleo metálico fundido	374,00 N	104,00	70
	10	Pino metálico pré-fabricado	305,00 N	47,00	70
Akkayan e Gúlmez (2002)	10	Fibra de vidro	744,32 N	56,49	60
	10	Fibra de quartz	894,37 N	98,16	80
	10	Cerâmico	733,84 N	77,96	30
	10	Pino metálico pré-fabricado	656,56 N	81,00	0
	10	Fibra de carbono	287,73 N	90,81	10
Hu et al. (2003)	10	Cerâmico	323,82 N	148,57	0
	10	Núcleo metálico fundido	362,06 N	150,63	0
	10	Pino metálico pré-fabricado	253,01 N	70,71	30
	10	Fibra de carbono/quartzo	818,86 N	261,84	90
Maccari et al. (2003)	10	Fibra de vidro	840,43 N	173,58	100
	10	Cerâmico	357,94 N	162,79	70