

UNIVERSIDADE POTIGUAR
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

JUDITE FERNANDES MOREIRA

**Avaliação da resistência de união de cimentos
resinosos auto-adesivos à dentina intra-radicular**

NATAL

2008

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

JUDITE FERNANDES MOREIRA

**Avaliação da resistência de união de cimentos
resinosos auto-adesivos à dentina intra-radicular**

Dissertação apresentada à Universidade Potiguar como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia, com área de concentração em Clínica Odontológica.

ORIENTADOR: Fábio Roberto Dametto

**CO-ORIENTADOR: Cássio Rocha
Medeiros**

Natal

2008

M838a Moreira, Judite Fernandes.

Avaliação da resistência de união de cimentos resinosos auto-adesivos à dentina intra-radicular / Judite Fernandes Moreira. – Natal, 2008.

95f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia). Universidade Potiguar. Pró-Reitoria de Pós-Graduação.
Bibliografia: 80-87.

JUDITE FERNANDES MOREIRA

Avaliação da resistência de união de cimentos resinosos auto-adesivos à dentina intra-radicular

Dissertação apresentada à Universidade Potiguar como parte dos requisitos para a obtenção do Grau de Mestre em Odontologia, com área de concentração em Clínica Odontológica.

Data da Aprovação ____/____/____

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Fábio Roberto Dametto (Orientador)

Prof. Dr. Alex José Souza dos Santos

Prof. Dr. Rodrigo Luiz dos Santos Sousa

Dedicat6ria

DEDICATÓRIA

Aos Meus Pais

Ivan e Emília

Por não medirem esforços para a realização dos meus sonhos, pela confiança e apoio incondicionais em todas as minhas conquistas. Verdadeiros mestres, modelos de honestidade, bondade, dedicação e ética. Os amo, com toda a intensidade da palavra Amor. E sou orgulhosa de ser uma parte de Vocês.

A Severina,

Minha segunda mãe, que sempre esteve ao meu lado, contribuindo com carinho e dedicação para as minhas realizações.

As minhas irmãs

Juliana e Danielly,

Pela amizade fraterna em todos os momentos.

A Alcelyo

Meu amor, amigo e companheiro de todas as horas, pela paciência, ajuda, incentivo e carinho.

A Tíndia e Tia Geralda,

Que abriram as portas de sua casa e de seus corações para me acolher e me apoiar durante toda a minha longa jornada acadêmica em Natal, permitindo que a distância de casa fosse compensada pelo carinho e afeto que me dispensaram.

Agradecimientos

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao Professor Dr. Fábio Roberto Dametto

Pela sua compreensão, solidariedade, disponibilidade e pela importante contribuição dada a minha formação, ultrapassando os limites do acadêmico.

Ao Professor Dr. Cássio Rocha Medeiros

Por ter sido um ancoradouro seguro em diversos momentos da pesquisa. Sua ajuda e sua orientação foram preciosas na construção dessa dissertação.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Potiguar, nas pessoas do Excelentíssimo Chanceler Prof. Paulo Vasconcelos de Paula e do Magnífico Reitor Manoel Pereira dos Santos.

Ao Curso de Odontologia da Universidade Potiguar, na pessoa do seu Digníssimo Diretor Prof. Dr. Tasso Gâdelha Fernandes.

Ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, na pessoa de sua coordenadora, Profa. Dra. Rejane Andrade de Carvalho.

Aos professores do curso de mestrado, pelo incentivo e contribuições preciosas à minha formação.

A Faculdade de Odontologia de Pernambuco –FOP - na pessoa de Prof. Dr. Rodivan Braz, por permitir a utilização das dependências do Laboratório de Ensaio Mecânicos para utilização da Máquina Universal de Ensaio e, sobretudo, pela confiança e apoio transmitidos.

Aos primos Guilherme, Ana, Amanda, Lucas e Pedrinho que me acolheram em Recife, cativaram meu coração, me ensinaram como ser feliz na simplicidade e como lutar para vencer as adversidades sem perder as esperanças.

A Carol Bernal pelo apoio e pela amizade descobertos nos momentos mais difíceis da elaboração desse trabalho.

Aos meus amigos Carina, Josélia, Letícia, Lúcio e Rodrigo. Iniciamos o mestrado juntos e juntos dividimos muitos momentos. Agradeço a cada um, que de sua forma especial tornou os meus dias em Natal mais felizes. Obrigada por tudo o que me ensinaram.

Aos colegas: Criseuda, Anajara, Melissa, Rogério, Larissa, Fadul, Tarcísio, Joedy, Glória, Olímpia, Alana, Catarina, Macel, Eduardo, Leonardo e Steyner pela troca de amizade e experiências durante o curso.

A minha avó Neuza pelo exemplo de luta e pelo carinho e estímulo dispensados ao longo da minha vida.

À Vanísia, secretária da pós-graduação de Odontologia da UnP, por seu carinho e disponibilidade em ajudar.

Às funcionárias da UNP Alaide, Irene, Fátima, Mirian e Albina, pela amizade, atenção e carinho.

A todos aqueles que me ajudaram, de alguma maneira, a concluir esta etapa da minha vida acadêmica.

Acima de tudo agradeço a Deus, a quem tantas vezes esqueci de agradecer e apenas pedi. Muito Obrigada!

Epígrafe

EPÍGRAFE

“Sem sonhos, as perdas se tornam insuportáveis,
as pedras do caminho se tornam montanhas,
os fracassos se transformam em golpes fatais.
Mas, se você tiver grandes sonhos...
seus erros produzirão crescimento,
seus desafios produzirão oportunidades,
seus medos produzirão coragem”

Augusto Cury

Resumo

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar *in vitro* a influência do tipo de cimento resinoso na resistência adesiva ao cisalhamento por extrusão de pinos de fibra de vidro à dentina intra-radicular. Vinte incisivos bovinos, com dimensões semelhantes, foram utilizados. Após a remoção da porção coronal, padronizando o comprimento da raiz em 16 mm, as raízes foram tratadas endodonticamente e os espaços para os pinos foram preparados com broca fornecida pelo fabricante do pino Whit Post DC 4. As raízes foram aleatoriamente divididas em 4 grupos (n=5), de acordo com o agente cimentante utilizado: grupo 1, cimento resinoso auto-adesivo RelyX U100; grupo 2, cimento resinoso auto-condicionante Panavia F 2.0; grupo 3, cimento resinoso dual RelyX ARC; grupo 4, cimento resinoso auto-adesivo GCem. Vinte e quatro horas após os procedimentos de cimentação, todos os espécimes foram seccionados em 9 fatias, de ± 1 mm, 3 de cada terço (cervical, médio e apical). Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de "micro push-out", em uma máquina de ensaios universal, à velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados foram submetidos à análise de variância (ANOVA) e ao teste de Bonferroni ao nível de 5% de significância. Os maiores valores de resistência de união foram obtidos pelo cimento auto-adesivo RelyX U100, com diferenças estatisticamente significativas dos demais grupos ($p < 0,05$). Não foi observada diferença significativa entre os terços radiculares avaliados para cada grupo distintamente, à exceção do RelyX ARC que apresentou diferença estatística entre o terço cervical e os demais ($p < 0,05$). O terço cervical foi o que apresentou maiores valores de resistência de união em todos os cimentos testados. Quando se comparou a resistência de união nos três terços do canal, avaliando-se os materiais de cimentação, a análise de variância (ANOVA) mostrou diferença estatística significativa para as três regiões do conduto. Nos terços médio e apical, o cimento RelyX U100 apresentou média de resistência de união maior do que os outros cimentos, sendo esta diferença estatisticamente significativa. No terço cervical, o RelyX ARC e o RelyX U100 apresentaram as maiores médias, sendo estatisticamente diferentes do Panavia F2.0 e do GCem. Conclui-se que a resistência adesiva à dentina radicular é influenciada pelo terço radicular e pelo tipo de agente cimentante, onde o RelyX U100 apresentou os melhores resultados, independentemente do terço do canal radicular.

Palavras-chave: Micro *push-out*. Pinos de fibra de vidro. Cimentos resinosos.

Abstract

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate *in vitro* the type of resin cement's influence on the shear bond strength by glass fiber posts extrusion to the intraradicular dentin. Twenty bovine incisors of similar dimensions were used. After the coronal portion removal, standardizing the root length in 16mm, the teeth were treated endodontically and the spaces for the posts were prepared by a dental bur provided by Whit Post DC 4 fabricant. The teeth were randomly divided in 4 groups (n=5), according to the cementing agent used: group 1, self-adhesive resin cement RelyX U100; group 2, self-etching resin cement Panavia F 2.0; group 3, dual resin cement RelyX ARC; group 4, self-adhesive resin cement GCem. Twenty-four hours after the cementation procedures, all specimens were sectioned in 9 slices of ± 1 mm, 3 of each third (cervical, medium and apical). The test-specimens were submitted to the micro push-out test, in a universal tester machine, at the speed of 0,5 mm/min. The results were submitted to the variance analysis statistical test (ANOVA) and to the Bonferroni test. The highest values of bond strength were obtained by the self-adhesive cement RelyX U100, given that the difference between it and the other cements was statistically significant ($p < 0,05$). It was as well observed the absence of significant difference between the radicular thirds evaluated to each group distinctly, excepting the RelyX ARC which presented a statistical difference between the cervical third and the others ($p < 0,05$). The cervical third was the one to present the highest bond strength values in all tested cements. Once compared the bond strength in the three canal thirds, evaluating the cementation materials, the variance analysis (ANOVA) pointed to a significant statistical difference to the three conduct regions. Within the medium and apical thirds, the RelyX U100 cement presented the greater bond strength means than the other cements, being this difference statistically significant. Within the cervical third, the o RelyX ARC and the RelyX U100 presented the highest averages, being statistically different from Panavia F 2.0 and GCem. Thus, it is possible to conclude that the glass fiber posts cementation with RelyX U100 seems to be highly promising, being this cement the one which presented the best bond strength results in all thirds of the radicular canal.

Key-words: Micro *push-out*. Glass fiber posts. Resin cements.

Lista de Figuras

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Cimento resinoso RelyX ARC.....	46
Figura 2 – Cimento resinoso RelyX U100.....	46
Figura 3 – Cimento resinoso auto-condicionante Panavia F 2.0.....	46
Figura 4 – Cimento Resinoso auto-adesivo GCem.....	46
Figura 5 – Adesivos Single Bond e ED Primer.....	46
Figura 6 – Pino de fibra de vidro Whit Post DC 4.....	46
Figura 7 – Medição da porção radicular para padronização da amostra	48
Figura 8 – Seccionamento da porção coronária.....	48
Figura 9 – Broca do pino Whit Post DC 4 introduzida no canal radicular para seleção das raízes bovinas.....	49
Figura 10 – Tratamento endodôntico dos espécimes. (A) Instrumentação com lima K file. (B) Irrigação com solução de hipoclorito de sódio a 1%. (C) Secagem do conduto. (D) Obturação com cone de gutta-percha medium large e cimento à base de hidróxido de cálcio.....	50
Figura 11 – Padronização dos preparos. (A) Broca do pino Whit Post DC4 introduzida no canal. (B) Vista incisal após o preparo	51
Figura 12 – Tratamento do pino: (A) Aplicação do silano. (B) Aplicação do sistema adesivo. (C) Fotoativação.....	52
Figura 13 – Condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37%.....	53
Figura 14 – Lavagem com água deionizada.....	53
Figura 15 – Remoção dos excessos de água com cones de papel absorvente....	53
Figura 16 – Aplicação do sistema adesivo Single Bond2.....	54
Figura 17 – Remoção dos excessos com cones de papel absorvente.....	54
Figura 18 – Fotoativação.....	54
Figura 19 – Proporcionamento do RelyX ARC.....	55
Figura 20 – Lima endodôntica com cimento posicionada no interior do conduto...	55
Figura 21- Pino posicionado.....	55
Figura 22 – Fotoativação	55

Figura 23 - Seqüência da instalação do pino com o cimento auto-adesivo RelyX U100. A) Proporcionamento do cimento. B) Cimento aplicado sobre o pino. C) Pino posicionado. D) Fotoativação por 40 segundos.....	57
Figura 24 – Seqüência da instalação do pino com o cimento auto-adesivo GCem. A) Amalgamador padronizado para um tempo de agitação de 10s. B) Cimento aplicado no pino. C) Cimento aplicado no interior do conduto. D) Pino posicionado.....	58
Figura 25 – Seccionamento das raízes com disco diamantado em baixa rotação.....	59
Figura 26 – Aferição da espessura dos espécimes com paquímetro.....	59
Figura 27 - (A) Suporte de aço para o teste de push-out. (B) Espécime posicionado. (C) Pino metálico pressionando o pino de fibra de vidro. (D) Deslocamento do pino de fibra de vidro.....	60
Figura 28 - Gráfico das médias de resistência de união dos cimentos resinosos..	63
Figura 29 - Gráfico dos valores médios da resistência de união dos sistemas cimentantes nos terços do canal radicular.....	64
Figura 30 - Gráfico dos valores médios da resistência de união no terço cervical.....	66
Figura 31 - Gráfico dos valores médios da resistência de união no terço médio.....	67
Figura 32 - Gráfico dos valores médios da resistência de união no terço apical.....	68

Lista de Tabelas e Quadro

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Grupos experimentais.....	52
Tabela 2 – Médias e desvio padrão da resistência de união dos diferentes cimentos estudados.....	64
Tabela 3 - Teste de análise de variância (Anova um critério) para comparação das médias da resistência de união entre os terços do mesmo grupo.....	65
Tabela 4 - Média e desvio padrão da resistência de união nos terços do cimento RelyX ARC.....	65
Tabela 5 - Médias e desvios padrão de resistência de união no terço cervical dos diferentes cimentos estudados.....	67
Tabela 6 - Médias e desvios padrão de resistência de união no terço médio dos diferentes cimentos estudados.....	68
Tabela 7 - Médias e desvios padrão de resistência de união no terço apical dos diferentes cimentos estudados.....	69

LISTA DE QUADRO

Quadro 1- Apresentação dos materiais.....	47
---	----

Sumário

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	24
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	27
2.1 EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS.....	28
2.2 CIMENTAÇÃO ADESIVA.....	31
a) Configuração anatômica.....	33
b) Fator de configuração cavitária – Fator C.....	34
c) Incompatibilidade entre sistemas adesivos simplificados e compósitos de ativação química.....	35
3 PROPOSIÇÃO.....	44
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	46
4.1 MATERIAIS.....	46
4.2 SELEÇÃO E PADRONIZAÇÃO DAS RAÍZES.....	48
4.3 TRATAMENTO ENDODÔNTICO.....	49
4.4 PREPARO DOS CANAIS.....	51
4.5 GRUPOS EXPERIMENTAIS.....	51
4.5.1 Tratamento dos pinos de fibra de vidro.....	52
4.5.2 Cimentação.....	53
4.6 SECCIONAMENTO DAS RAÍZES EM TERÇOS.....	58
4.7 ENSAIO MECÂNICO DE CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO “MICRO PUSH-OUT”.....	59
4.8 CÁLCULO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO.....	60
5 RESULTADOS.....	63
6 DISCUSSÃO.....	71
7 CONCLUSÃO.....	78
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	80
ANEXO.....	89

Introdução

1 INTRODUÇÃO

A perda de estrutura dental ocasionada por lesões cariosas, fraturas, acesso endodôntico incorreto, substituições de restaurações ou reabsorções internas, dificulta a reabilitação estética e funcional desses dentes, tornando necessário o uso de pinos intra-radulares pré-fabricados a fim de reter as restaurações coronárias (CHAN *et al.*, 1993).

A vantagem dos pinos intra-radulares pré-fabricados está na simplificação da técnica restauradora, pois apresentam fácil instalação e tempo clínico reduzido quando comparados aos núcleos metálicos fundidos (KURTZ *et al.*, 2003). Somado a isso, a composição dos materiais utilizados para a confecção de retentores intra-radulares mudou de materiais de alto módulo de elasticidade como ouro, aço inoxidável e dióxido de zircônia para materiais que possuem características mecânicas semelhantes à dentina como a fibra de vidro. Os pinos de fibra de vidro possuem características mecânicas mais semelhantes à dentina, formando uma unidade mecanicamente homogênea, absorvendo assim as tensões geradas pelas forças mastigatórias e protegendo o remanescente radicular (ROLF *et al.*, 1992; CHAN *et al.*, 1993; MORGANO, 1996; FRENO, 1998). Desta forma, torna-se imprescindível uma boa união do pino à estrutura dental, sendo a fase de cimentação decisiva para a estabilidade e longevidade da restauração.

As mudanças nos materiais utilizados para a confecção dos retentores intra-radulares têm impulsionado o desenvolvimento de novos agentes cimentantes com características estéticas e biomecânicas compatíveis com estas mudanças. Os cimentos resinosos têm sido amplamente utilizados com este objetivo. Esses agentes cimentantes são normalmente empregados em conjunto com um sistema adesivo de condicionamento ácido total ou um autocondicionante. Esta técnica de aplicação, por ser complexa e sensível, pode comprometer a efetividade da adesão (RADOVIC *et al.*, 2008).

Além disso, as dificuldades inerentes aos procedimentos adesivos no interior do conduto merecem especial atenção. Entre elas, ressaltam-se: a dificuldade da luz ativadora de polimerização alcançar as regiões mais profundas do conduto; os altos estresses gerados na interface adesiva pela contração de polimerização; as

variações anatômicas do substrato dentinário; a dificuldade do controle da umidade e; a possibilidade dos cimentos resinosos de ativação química sofrerem influência da acidez excessiva dos sistemas adesivos simplificados (SANARES *et al.*, 2001, TAY e PASHLEY, 2003).

Na tentativa de minimizar alguns dos problemas encontrados durante os procedimentos de cimentação, surgiu recentemente no mercado um novo subgrupo de cimentos resinosos conhecidos como *self-adhesives* ou auto-adesivos. Estes cimentos não necessitam dos passos de condicionamento ácido e sistema adesivo antes de sua aplicação, evitando assim os inconvenientes relativos ao uso destes materiais no interior do conduto. Apesar da existência de estudos voltados para a cimentação adesiva de pinos intra-radiculares, pouca informação se tem sobre a eficácia destes novos materiais.

Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

Os dentes tratados endodonticamente, na maioria das vezes, apresentam grande perda de estrutura dental, o que acarreta o enfraquecimento do dente e, possivelmente, uma maior susceptibilidade a fraturas (CONCEIÇÃO, CONCEIÇÃO e BRAZ, 2005). Um prognóstico favorável ou não desses dentes dependerá do tratamento endodôntico e do tipo de reconstrução indicada. A restauração de dentes tratados endodonticamente é um tópico extensivamente estudado e que ainda permanece controverso em vários aspectos. Em muitos casos, faz-se necessário a utilização de pinos intra-radulares a fim de reter estas restaurações. A função principal dos pinos é suportar a restauração coronária e não a de reforçar a estrutura dentária remanescente (CHEONG *et al.*, 2005).

Alguns fatores são determinantes na escolha dos retentores intra-radulares, entre eles, têm-se: a anatomia, o comprimento e a largura radicular, a configuração do conduto, a quantidade de estrutura coronária remanescente e, a força mastigatória (FERNANDES, SHETTY e COUTINHO, 2003).

Para Chan *et al.* (1993), devido a sua adaptação, os núcleos metálicos fundidos apresentam boa retenção e distribuem as tensões geradas durante a mastigação para toda raiz. Por outro lado, os pinos resinosos preenchidos por fibra (pinos de fibra), tanto de vidro como de carbono, apresentam tempo clínico reduzido, fácil instalação, baixo custo, além de possuírem módulo de elasticidade semelhante ao da dentina, formando assim um corpo contínuo quando cimentados de forma adesiva, levando a uma melhor distribuição de tensões (PEST *et al.*, 2002).

Os pinos de fibra são constituídos por uma matriz de resina epóxica, envolvendo as fibras que podem ser quartzo (vidro) ou carbono. A resina epóxica apresenta elevado grau de conversão e uma cadeia polimérica com alta densidade de ligações cruzadas. Ela não apresenta, por consequência, sítios reativos para unirem-se aos monômeros resinosos do cimento (LASSILLA *et al.*, 2004). Visando o aumento da união dos cimentos resinosos aos pinos de fibras, foram desenvolvidos

tratamentos mecânicos e químicos da superfície com o intuito de aumentar a rugosidade da superfície e criar vias de difusão para o adesivo ou cimento resinoso (SAHAFI *et al.*, 2004). Diferentes tipos de adesivos dentinários e cimentos resinosos têm sido indicados para esse fim. Cabe ao profissional a escolha do melhor material de acordo com a maior difusão da comprovação empírica de sua viabilidade.

2.1 EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

A união aos substratos dentais envolve essencialmente a remoção e reposição de minerais dos tecidos dentinários duros por monômeros resinosos, promovendo uma união micromecânica nas porosidades criadas.

O primeiro relato de adesão de uma resina ao substrato dentinário foi feito por Buonocore, em 1956, que tentou unir uma resina de dimetacrilato do ácido glicerofosfórico (GPDM) à dentina condicionada com ácido clorídrico a 7%, obtendo, entretanto, valores de adesão reduzidos após armazenagem em água (SILVA *et al.*, 2007).

Em 1965, na tentativa de melhorar os valores de união dentina-resina, Bowen aplicou uma solução de N-fenil-glicine glicidilmetacrilato (NPG – GMA) à superfície da dentina antes de inserir uma resina dimetacrilato. Como esses valores também não foram satisfatórios, utilizaram-se ainda cianocrilatos como agente adesivo, sem, no entanto, obter sucesso (BARKMEIER e COOLEY, 1992).

Na década de 70, esta série de fracassos resultou na introdução de novos adesivos à base de ésteres halofosfonados ou poliuretanos adicionados às resinas Bis-GMA (Bisfenol-A glicidil dimetacrilato) e HEMA (hidroxietil metacrilato). Estes adesivos ficaram conhecidos como adesivos de segunda geração. Seus mecanismos de união baseavam-se na ligação de grupos de fosfatos da resina, carregados negativamente, e de íons cálcio positivos. Esta ligação também não era forte o suficiente, uma vez que eles eram aplicados sobre a *smear layer* sem prévio

tratamento (ALBERS, 1990; JOYNT *et al.*, 1991). Além disso, esses sistemas eram hidrófobos, sendo, portanto, incompatíveis com a dentina, que é um substrato naturalmente úmido (DIEGOLI *et al.*, 2004).

Diante deste fato, a terceira geração utilizou *primers* ácidos que infiltravam a *smear layer*, modificando-a ou removendo-a parcialmente (NAKABAYASHI e PASHLEY, 1998). Por possuírem separadamente um *primer* que continha monômeros hidrófilos e uma resina fluida que possuía monômeros hidrófobos, os sistemas de união da terceira geração aumentaram significativamente a resistência de união em relação aos sistemas anteriores (FREEDMAN e GOLDSTEP, 1997). No entanto, os monômeros hidrófilos não conseguiam penetrar adequadamente na *smear layer* ainda presente.

Na tentativa de eliminar a *smear layer*, a quarta geração de adesivos utilizou o condicionamento ácido simultâneo na dentina e no esmalte. Esta técnica foi preconizada por Fusayama *et al.* (1979), que obteve valores de união à dentina significativamente aumentados quando este substrato foi condicionado com ácido fosfórico a 40%. Esta técnica ficou conhecida como técnica do condicionamento total.

Os procedimentos de união nessa geração consistem em três passos: condicionamento ácido, aplicação de um *primer* e aplicação de um adesivo. No primeiro passo, o condicionamento com ácido fosfórico remove a *smear layer*, expõe os túbulos dentinários, aumenta a permeabilidade dentinária e dissolve a dentina peritubular, expondo assim as fibrilas colágenas (BURKE e MCCAUGHEY, 1995). Isto permitirá a penetração dos monômeros hidrófilos presentes no *primer*. Os *primers*, em sua grande maioria, são compostos de dois grupos funcionais, um hidrófilo e um hidrófobo. Os grupos hidrófilos têm afinidade à dentina úmida, enquanto os hidrófobos podem copolimerizar os monômeros incluídos na resina fluida (ERICKSON, 1992). O terceiro e último passo corresponde à aplicação de um adesivo, que penetra através das fibrilas colágenas, levando consigo os monômeros resinosos que se polimerizam, fazendo uma retenção micromecânica responsável pelos altos valores obtidos pela técnica do condicionamento total (KANCA, 1992).

Buscando diminuir o número de passos da técnica restauradora, surgiram os adesivos de quinta geração, que incorporaram o *primer* e o adesivo em uma mesma solução que contém tanto monômeros hidrófilos como hidrófobos. Os procedimentos de união são simplificados, requerendo apenas dois passos: o primeiro é condicionamento total com o ácido fosfórico e o segundo é a aplicação do sistema adesivo (PERDIGÃO, BARATIERI e LOPES, 1999).

A dificuldade em definir a umidade ideal a fim de otimizar os valores de resistência de união tanto para os adesivos de quarta como para os de quinta geração é uma das limitações dessas técnicas (TAY e PASHLEY, 2003). O excesso de água impede a formação dos *tags* resinosos, visto que os monômeros resinosos disputarão espaço com a água dentro dos túbulos. Já a desidratação da dentina reduz os espaços interfibrilares, diminuindo por conseqüência a infiltração dos monômeros resinosos para formação da camada híbrida (TAY *et al.*, 1996).

A sexta geração de adesivos surgiu como forma de minimizar essa sensibilidade da técnica adesiva, uma vez que esse sistema conhecido como autocondicionante dispensa a etapa de condicionamento prévio e conseqüentemente melhora o controle da umidade, já que não se faz necessário o seu enxágüe. Os sistemas auto-condicionantes são classificados como *primers* auto-condicionantes (2 passos: *primer* ácido e adesivo hidrófobo) e adesivos auto-condicionantes ou *all-in-one* (1 passo; *primer* ácido + adesivo) (ROSA e PERDIGÃO, 2000). Devido ao menor número de passos requeridos para a adesão e pela menor sensibilidade da técnica, os *primers* auto-condicionantes contemporâneos e mais recentemente os adesivos *all-in-one* (1 passo) estão sendo bem aceitos pelos clínicos (TAY e PASHLEY, 2003).

Esses sistemas geralmente utilizam a água como solvente, por favorecer a dissociação dos monômeros ácidos (essenciais para a desmineralização dos tecidos dentais duros) e eliminar a sensibilidade da técnica associada a variações de umidade da matriz de colágeno desmineralizada (TAY e PASHLEY, 2003). Os sistemas de passo único apresentam água em maior concentração, o que lhes confere maior hidrofiliabilidade em relação ao sistema de dois passos (INOUE *et al.*,

2003). Entretanto, o excesso de água pode prejudicar a reação de polimerização do adesivo, como também pode enfraquecer a união, provendo canais para a nanoinfiltração (SANO *et al.*, 1995).

Diante da evolução e do estado atual dos sistemas de união, exposto anteriormente, pode-se classificar os sistemas adesivos em duas grandes categorias: convencionais (*etch-and-rinse*), que requerem condicionamento prévio do substrato, e autocondicionantes (NAKABAYASHI e PASHLEY, 1998). Os adesivos convencionais são subdivididos em de três e dois passos de aplicação, sendo os últimos também denominados de “frasco único”, uma vez que o *primer* e o adesivo estão na mesma solução. Já os autocondicionantes são subdivididos em de dois passos de aplicação e de passo único. Os sistemas de união convencionais de dois passos e autocondicionantes de passo único são considerados sistemas simplificados, tendo em vista a redução do número de passos clínicos em relação aos outros sistemas de sua categoria.

Embora toda essa evolução tenha ocorrido na tentativa de simplificar os passos operatórios, uma revisão sistemática realizada por De Munck *et al.*(2005) sobre os valores de resistência de união obtidos pelas diferentes classes de sistemas adesivos revelou que tanto em esmalte como em dentina, os sistemas convencionais de três passos apresentaram os melhores resultados. Já os autocondicionantes de passo único tiveram os piores valores de resistência de união, independentemente do substrato avaliado. Em dentina, os autocondicionantes de dois passos não diferiram dos convencionais de dois passos. Entretanto, estes se comportaram melhor em esmalte, não diferindo dos convencionais de três passos. Esse mesmo comportamento também foi confirmado em estudos clínicos.

2.2 CIMENTAÇÃO ADESIVA

As restaurações retidas a pino são usualmente recomendadas quando os dentes tratados endodonticamente encontram-se extensivamente destruídos, requerendo, desta forma, suporte para as reconstruções coronárias. Nestes casos,

se faz necessário a utilização de agentes cimentantes para a fixação do pino à estrutura dentária. O resultado final desse tipo de restauração é diretamente dependente de uma correta seleção do agente cimentante (ASSIF e GORFIL, 1994; GUTMANN, 1992).

Neste sentido, o cimento ideal deveria fornecer uma adesão durável entre o dente e a superfície do material restaurador, combinado a adequados valores de dureza, resistência à tensão e à compressão, adequado módulo de elasticidade e resistência à fratura para prevenir deslocamentos. Adicionalmente, deveria apresentar adequada viscosidade, baixa solubilidade, tempo de trabalho e presa adequados (KUMBULOGLU *et al.*, 2004).

Na cimentação de pinos intra-radulares, principalmente os de fibra, os cimentos resinosos ocupam um lugar de destaque por oferecerem muitas vantagens, como capacidade de união micromecânica à estrutura dental, baixa solubilidade e maior resistência ao desgaste em relação aos cimentos convencionais (DIAZ-ARNOLD *et al.*, 1999).

Os cimentos resinosos são classificados de acordo com a forma em que ocorre a iniciação da polimerização em: ativados quimicamente, fotoativados e de ativação dupla (cimentos duais, em que existe uma combinação das duas formas anteriores de ativação).

Atualmente, os cimentos resinosos fotoativados têm sido largamente utilizados em comparação àqueles quimicamente ativados, por oferecerem vantagens como: estabilidade de armazenamento, tempo de trabalho estendido, maior grau de conversão, menor incorporação de bolhas de ar pela manipulação e melhores propriedades físicas. No entanto, os compósitos e cimentos quimicamente ativados ainda são muito utilizados em áreas que não são facilmente alcançadas pela luz (VAN DIJKEN *et al.*, 1998).

O desencadeamento da reação de polimerização nos cimentos fotoativados ocorre via ativação da canforoquinona pelos fótons, sendo dependente da densidade

de potência e da distribuição espectral da luz que chega ao material (MUSANJE e DARVELL, 2003). Concomitantemente à penetração da luz no corpo do material, a quantidade de fótons que atinge a canforoquinona sofre redução devido à absorção e à dispersão, comprometendo a profundidade de polimerização (WATTS, 2005).

Para os cimentos resinosos duais, o grau de conversão final também depende da quantidade de luz que chega ao material. Estes cimentos, teoricamente, reúnem as qualidades benéficas dos cimentos auto e fotopolimerizáveis, uma vez que as porções submetidas a uma quantidade insuficiente de luz sofrem polimerização química tardia. Embora a polimerização química e por luz estejam presentes nesses cimentos, elas são suplementares e independentes (CEBALLOS *et al.*, 2006).

Além das adversidades típicas dos cimentos adesivos, a cimentação de pinos ou núcleos intra-radiculares é um procedimento altamente sensível, porque está sujeito também às adversidades técnicas que ocorrem desde a desobturação do conduto, envolvendo todos os passos operatórios, até a polimerização final do cimento (BOUILLAGUET *et al.*, 2003, CARVALHO, 2004, CEBALLOS *et al.*, 2006, CURY *et al.*, 2006, FERRARI *et al.*, 2000a, FERRARI *et al.*, 2000b, PERDIGÃO *et al.*, 2006). Entre as adversidades, ressaltam-se: a) a configuração anatômica; b) os altos estresses gerados na interface adesiva pela contração de polimerização e; c) a possibilidade dos cimentos resinosos sofrerem influência da acidez excessiva dos sistemas adesivos simplificados.

a) Configuração anatômica

A primeira adversidade refere-se à configuração anatômica dos condutos radiculares. Esta limita o acesso, dificulta o controle da umidade, do condicionamento ácido, da quantidade e da evaporação do adesivo e da intensidade de luz recebida pelos terços médio e apical, interferindo no sucesso do tratamento. Esta dificuldade de acesso da luz nas áreas mais apicais reduz significativamente a polimerização dos cimentos resinosos (HOFMANN *et al.*, 2001; YIU *et al.*, 2006).

A rápida formação de ligações poliméricas cruzadas durante a polimerização de compósitos limita a mobilidade das moléculas reativas, fazendo com que a conversão de monômeros em polímeros não seja completa, permanecendo quantidades consideráveis de monômeros residuais (KOUPIIS *et al.*, 2004). Estando a polimerização diretamente relacionada com o grau de conversão, uma polimerização inadequada resulta em propriedades físico-mecânicas inferiores, como por exemplo: maior solubilidade, microinfiltração, maior absorção de água e maior probabilidade de falha (ORTENGREN *et al.*, 2001; ROBERTS *et al.*, 2004).

A extensão da reação de polimerização está diretamente relacionada à grande parte das propriedades físicas e mecânicas dos materiais resinosos (KOUPIIS *et al.*, 2004). O tipo de pino intra-radicular também pode influenciar na conversão de polimerização, uma vez que interfere na quantidade de luz recebida pelas porções mais apicais do conduto.

A resistência de união de compósitos adesivos à dentina do canal radicular também é influenciada pela redução na densidade e diâmetro dos túbulos em direção apical, havendo uma maior dificuldade de controlar a umidade nessas regiões. Isto foi comprovado no estudo realizado por Ferrari *et al.* (2000 b), que mostrou redução na espessura da camada híbrida e na densidade dos *tags* nas regiões mais apicais do conduto quando utilizaram-se sistemas adesivos convencionais.

Para diminuir a quantidade de monômeros residuais dos cimentos resinosos, aumentou-se a concentração de TEGDMA, levando a um maior grau de conversão do polímero. Entretanto, esta maior conversão resultará no aumento da contração de polimerização, gerando maiores tensões sobre a interface de união com o substrato dental, que representa um grande problema no processo de cimentação (STANSBURY e DICKENS, 2001; BOUILLAGUET *et al.*, 2003; TAY *et al.*, 2005).

b) Fator de configuração cavitária – Fator C

O controle da contração de polimerização na cimentação de pinos no interior do conduto radicular ainda é um grande desafio, uma vez que a contração de polimerização é inversamente proporcional à conversão de monômeros (BRAGA e FERRANCE, 2002).

O fator de configuração cavitária ou fator C é descrito como a razão entre o número de superfícies aderidas sobre as não aderidas em uma restauração, sendo crítico quando maior do que 5 (MORRIS *et al.*, 2001). A cimentação de pinos intraradiculares representa, em relação a esse fator, o pior cenário, pois seus valores podem variar de 20 a 100 podendo ultrapassar 200 (BOUILLAGUET *et al.*, 2003).

As tensões internas provenientes desta contração são transferidas para a interface dente/resina como forças de tração (CARVALHO *et al.*, 1996). Esses estresses podem ser tão intensos nos condutos radiculares, findando na perda de união dos cimentos resinosos às paredes do canal, criando desta forma falhas na interface (MANNOCCI *et al.*, 2004; GORACCI *et al.*, 2004), com subsequente infiltração e degradação (CARVALHO *et al.*, 1996).

Essa perda da integridade adesiva é observada principalmente quando a cimentação é feita em canais longos e estreitos, pois a superfície não aderida torna-se tão reduzida que os estresses por escoamento tornam-se insuficientes (CEBALLOS *et al.*, 2006; CURY *et al.*, 2006).

A consequência da perda da integridade adesiva é a redução nos valores de resistência de união. Isto foi constatado por Bouillaguet *et al.* (2003), que percebeu que, durante a cimentação de pinos em raízes seccionadas, os valores de união eram superiores do que no decurso da adesão em raízes íntegras. Segundo este autor, uma das formas de contornar o problema seria a utilização de materiais que apresentem polimerização mais lenta, permitindo o escoamento e o alívio do estresse na interface adesiva (MENDONÇA NETO, 2007).

c) Incompatibilidade entre sistemas adesivos simplificados e compósitos de ativação química

A simplificação dos sistemas adesivos (convencionais de dois passos e autocondicionantes de um passo), idealizada pelos fabricantes como forma de reduzir os passos operatórios, acarretou o aumento da hidrofília desses sistemas, aumentando a acidez. Isto trouxe prejuízos tanto à estabilidade e durabilidade da união adesiva quanto à incompatibilidade destes sistemas com compósitos que apresentam ativação química (TAY e PASHLEY, 2003; FERRARI *et al.*, 2000 b; MANNOCCI, 2000).

A redução nos valores de união decorre da interação química entre amina terciária, acelerador de reação de ativação química de polimerização, presente no compósito, e monômeros ácidos não-reagidos da camada superficial do adesivo que foi inibida pelo oxigênio (GAUTHIER *et al.*, 2005). Esses monômeros ao entrarem em contato com as aminas terciárias básicas dos compósitos inativam tais aminas, fazendo com que as mesmas percam sua capacidade de reduzir o peróxido de benzoíla na reação de oxi-redução, gerando radical livre responsável pela polimerização do compósito (IKEMURA e ENDO, 1999). A falha por incompatibilidade ocorre na interface entre o agente cimentante e o sistema adesivo, podendo provocar a falha do sistema adesivo como um todo (SANARES *et al.*, 2001; TAY e PASHLEY, 2003).

Quando os sistemas convencionais de dois passos são utilizados com compósito quimicamente ou fotoativado, constata-se que os valores de união não se diferenciam com o uso de compósitos fotoativados. No entanto, quando há o uso de compósitos quimicamente ativados, percebe-se uma redução nos valores de união proporcional à acidez do sistema adesivo (SANARES *et al.*, 2001). Esta incompatibilidade também é observada em maior proporção com adesivos autocondicionantes de passo único (TAY e PASHLEY, 2003) e com os cimentos resinosos duais, nos locais onde a luz não incide e a polimerização ocorre pela reação redox (PFEIFER *et al.*, 2003). A redução nos valores de união dá-se pela ausência de polimerização do compósito próximo à interface adesiva que cria uma área susceptível à fratura.

De acordo com Swift *et al.* (2001) e Tay *et al.* (2001), no caso do uso de compósitos fotoativados, a incompatibilidade não é observada devido à rapidez com que a polimerização ocorre, não havendo tempo para que aconteça a desativação da amina terciária.

Ao compararem a resistência de união e a ultra morfologia da interface de união, através do MET, de quatro sistemas de união autocondicionantes (dois de passo único e dois de dois passos com compósitos duais, fotoativados ou não), Cheong *et al.* (2003) estudaram essa incompatibilidade, observando que houve uma diminuição nos valores de união nos sistemas de um passo, quando utilizados com o compósito fotoativado ou ativado apenas quimicamente. Já para os adesivos autocondicionantes de dois passos, não houve diferença entre estes valores. A microscopia eletrônica de transmissão revelou falhas e áreas de polimerização incompleta na interface adesivo de passo único/compósito químico, assim como percolação de água na camada híbrida. Os autores concluíram que os adesivos autocondicionantes de passo único foram incompatíveis com os compósitos de ativação químicos ou duais, sendo a interação química adversa ácido/base o fator que mais contribuiu para o aumento significativo da permeabilidade.

Devido à alta concentração de monômeros resinosos hidrófilos na camada adesiva dos sistemas adesivos autocondicionantes de um passo e convencionais de 2 passos, esses sistemas tornam-se membranas semi-permeáveis, mesmo após a polimerização, tendo como consequência um aumento da permeabilidade (TAY e PASHLEY, 2003; TAY *et al.*, 2001). O gradiente osmótico que se forma resulta em percolação de água no interior da camada adesiva polimerizada (CARVALHO *et al.* 2004; TAY *et al.*, 2004). Essa permeabilidade, permitindo a passagem de água da dentina para a interface de união do adesivo com o compósito, leva à formação de bolhas de água na interface adesivo/compósito, gerando tensões e reduzindo a resistência de união (TAY e PASHLEY, 2003).

Na tentativa de minimizar ou eliminar a incompatibilidade química entre os sistemas de união simplificados e compósitos quimicamente ativados, fabricantes lançaram no mercado catalisadores químicos (agentes redutores) como opção para

diminuir a camada de inibição do oxigênio daqueles sistemas, aumentando assim a resistência de união.

Embora a adição de co-iniciadores químicos elimine as reações ácido-base na interface adesivo/compósito, a união ainda é prejudicada quando há o uso destes sistemas em dentina úmida (TAY *et al.*, 2002).

A incompatibilidade química entre sistemas adesivos simplificados e cimento resinoso dual foi analisada também por Tay e Pashley (2003) e Suh *et al.*, (2003), que concluíram que, além da reação ácido/base, a união do cimento resinoso dual com estes sistemas sofre influência da permeabilidade existente na camada híbrida, e que o uso de soluções catalisadoras resultou na diminuição dos monômeros ácidos não polimerizados e na interferência da reação química do cimento resinoso dual.

Na cimentação de pinos intra-radiculares, embora a pressão pulpar positiva esteja ausente, esta incompatibilidade se faz presente uma vez que cimentos resinosos usados tradicionalmente requerem o uso de sistemas de união associados. Um estudo clínico realizado por Chersoni *et al.* (2005) demonstrou que, com o uso de sistemas adesivos de dois passos, a água proveniente da lavagem do ácido fosfórico não é completamente removida dos túbulos dentinários. Esta água residual passa através do adesivo e forma bolhas na interface cimento-adesivo. A água também pode ser proveniente do próprio sistema adesivo, como é o caso dos sistemas autocondicionantes de passo único, ou da dentina, uma vez que o dente não é completamente desidratado (TAY *et al.*, 2002).

Esta técnica requer a manutenção da quantidade de água na superfície dentinária antes da aplicação do sistema adesivo, impedindo, conseqüentemente, o colapso da matriz de dentina desmineralizada. Assim, serão preservados os espaços interfibrilares em condição de expansão, favorecendo a infiltração da resina adesiva (NAKABAYASHI e PASHLEY, 2000). Anteriormente à aplicação do sistema adesivo, a água deverá ser removida, no entanto, há uma grande probabilidade de que resíduos de água permaneçam na camada híbrida (CARVALHO *et al.*, 2004).

Com isto, a durabilidade da união adesiva fica prejudicada, já que os espaços ocupados pelos resíduos de solvente ou água representarão porosidades na interface adesiva, comprometendo a polimerização adequada dos monômeros resinosos e aumentando a susceptibilidade dos mesmos à degradação no meio bucal.

Estas variáveis vêm sendo extensivamente pesquisadas desde o surgimento dos primeiros procedimentos adesivos intra-radulares. Na tentativa de simplificar os procedimentos sensíveis da técnica de cimentação e melhorar o prognóstico dos dentes despolpados restaurados por meio de pinos de fibra e cimentos resinosos (FERRARI *et al.*, 2000, ROBERTS *et al.*, 2004, TAY *et al.*, 2005, YOLDAS e ALAÇAM, 2005), foram desenvolvidos novos cimentos resinosos chamados de auto-adesivos ou *self-adhesives*. São exemplos destes novos produtos odontológicos: RelyX U100 (3M ESPE), RelyX Unicem (3M ESPE), Maxcem (Kerr), Monocem (Shofu), Biscem (Bisco), GCem (GC Internacional), Multilink Sprint (Ivoclar-Vivadent) e o Panavia F 2.0 (Kuraray), sendo este último um sistema de dois passos que faz uso de um *primer* condicionante.

Devido a sua estratégia de aplicação e propriedades, essa nova categoria de cimentos resinosos está mais relacionada aos sistemas adesivos autocondicionantes, do que aos cimentos resinosos convencionais propriamente ditos. Isto porque, para desempenhar o papel para o qual foram propostos, têm que promover a remoção ou dissolução parcial da lama dentinária, ao mesmo tempo em que ocorre a infiltração dos monômeros resinosos por entre as fibrilas colágenas. Para isso, necessitam possuir pH relativamente baixo (entre 1 e 2) e certa fluidez que permita a infiltração por difusão. Sendo assim, esses cimentos funcionam quase como um sistema autocondicionante com carga. Contudo, segundo De Munck *et al.* (2004), ao avaliar em microscopia eletrônica o cimento RelyX Unicem, observou que apesar do fabricante informar que o pH deste produto seria inferior a 2 (valor baixo), quase nenhuma desmineralização de dentina superficial foi notada. A análise em MET mostrou alguma interação com a dentina desmineralizada entre 100-200nm de profundidade, provavelmente decorrente da infiltração mais profunda dos monômeros ácido-fosfóricos abaixo da lama dentinária. Por conseguinte, a hipótese

que o mecanismo de união do RelyX Unicem é semelhante ao dos sistemas autocondicionantes foi rejeitada, pois nenhuma distinção entre desmineralização e hibridização foi observada. Isto pode ter sido devido à alta viscosidade deste cimento, bem como da limitada penetração/infiltração por tempo (o cimento foi fotoativado logo após a aplicação).

Apesar da existência de estudos voltados para a cimentação adesiva de pinos intra-radulares, as informações sobre a eficácia destes novos materiais ainda são poucas e controversas.

A evolução desses novos cimentos auto-adesivos foi direcionada no sentido de torná-los cada vez mais hidrofílicos, uma vez que seu mecanismo de ação depende da ionização dos monômeros ácidos. O que leva a questionamentos sobre a susceptibilidade destes materiais à degradação hidrolítica ao longo do tempo.

Isto levou Bitter *et al.*, (2006) a comparar a resistência de diferentes cimentos resinosos (Panavia F; Multilink; Variolink II; PermaFlo DC; RelyX Unicem e Clearfil Core) antes e após a termociclagem, usando o teste de push-out. As forças de união variaram de acordo com o tipo de cimento, termociclagem e região dentro do canal. O RelyX Unicem revelou valores de força de união mais elevados quando comparados com todos os outros materiais, e estes valores aumentaram mesmo após a termociclagem.

Abo-Hamar *et al.* (2005), ao compararem a resistência de união ao cisalhamento do cimento auto-adesivo RelyX Unicem com outros quatro cimentos (Variolink II, Panavia F 2.0, Dyract Cem Plus e Ketac Cem), também encontraram altos valores de resistência de união para RelyX Unicem antes e após a termociclagem. De acordo com esses autores, a termociclagem não influenciou a resistência de união para todos os cimentos, quando testados em dentina.

Em contrapartida, Kececi *et al.* (2008) acharam maiores valores de resistência de união para o Variolink II quando comparado ao RelyX Unicem, testados após 24 horas de armazenamento. Os autores concluíram que os cimentos resinosos de

condicionamento ácido-total possuem maior potencial adesivo do que o cimento auto-adesivo. Os monômeros resinosos ácidos responsáveis pelo condicionamento da dentina no RelyX Unicem pareceram incapazes de remover efetivamente a espessa *smear layer* criada dentro do canal durante o preparo para o pino.

A resistência de união à dentina intra-radicular também varia de acordo com a profundidade do canal radicular. Nas regiões mais superficiais, onde há mais dentina intertubular, a resistência é maior, diminuindo em direção às regiões mais apicais, onde há diminuição das fibrilas colágenas (WANG *et al.*, 2008).

Wang *et al.* (2008) observaram decréscimo significativo da resistência de união à medida que se aproximava do terço apical independente do tipo de cimento utilizado (RelyX Unicem ou C&B Cement). Constataram também que o condicionamento ácido permite uma retenção micromecânica mais eficaz do que a conseguida pelos cimentos auto-adesivos, obtendo forças médias de união também mais eficazes. Contrariamente a esse estudo, Zicari *et al.* (2008), comparando a resistência dos cimentos Panavia 21, Clerfil Esthetic Cement, Variolink II, RelyX Unicem e GCem entre os terços do canal radicular, não encontraram diferença estatisticamente significativa, embora a maior média de união tenha sido encontrada no terço apical.

A morfologia e a extensão da desmineralização induzida pelos componentes do agente cimentante e a profundidade de difusão dos compósitos têm um papel importante na qualidade da formação da camada híbrida (AL-ASSAF *et al.*, 2007). A resistência de união, a extensão da desmineralização, as características morfológicas das interfaces da união entre a dentina e os cimentos resinosos Bistite II DC, C&B, M-Bond, Panavia F e RelyX Unicem foram avaliadas por Al-Assaf *et al.*, (2007). Esses autores acharam os menores valores de união para o RelyX Unicem. Observaram também uma correlação positiva entre extensão de desmineralização e formação da camada híbrida para os cimentos resinosos convencionais, não sendo o mesmo observado para o RelyX Unicem, que não apresentou formação de camada híbrida e produziu resistência de união comparável ao C&B que apresentou 100% de desmineralização e uma camada híbrida de 4,17 μ m.

Recentemente, surgiram evidências na literatura de que a viscosidade dos compostos resinosos pode ser diminuída e seu escoamento melhorado quando esses compostos são pré-aquecidos a uma temperatura de 55 a 60° C. Baseados nesta hipótese, Cantoro *et al.* (2007) avaliaram a influência da temperatura de pré-polimerização de cimentos resinosos no potencial de união à dentina. No estudo foram avaliados os cimentos RelyX Unicem e o Panavia F 2.0 a temperaturas de 4, 24, 37 e 60°C. A adesão aos dois cimentos foi diminuída quando utilizados à temperatura de 4° C, sendo comparáveis entre eles. Nenhuma diferença estatística foi observada quando os cimentos foram utilizados a temperaturas de 24 e 37° C. A 60° C o Panavia F 2.0 exibiu um aumento significativo na força de união em comparação às outras temperaturas.

Diante das dúvidas sobre qual o melhor material pra a fixação de pinos de fibra de vidro, é de grande relevância clínica avaliar as resistências de união destes pinos cimentados à dentina intra-radicular com cimentos resinosos de características diferentes.

Proposição

3 PROPOSIÇÃO

Este estudo se propõe a avaliar:

- A resistência de união de quatro cimentos resinosos duais, com diferentes características de união, usados na cimentação de pinos intra-radiculares de fibra de vidro, através de cisalhamento por extrusão-“micro push out”.
- Avaliar a diferença de resistência de união da interface adesiva pino/cimento/dentina para cada sistema de cimentação, em três diferentes regiões da raiz.

Materiais e Métodos

4.1 MATERIAIS

- Os materiais utilizados neste experimento *in vitro* (FIGURAS 1 a 6) estão classificados e apresentados no Quadro 1.



Fig. 1- Cimento resinoso RelyX ARC



Fig. 2- Cimento resinoso auto-adesivo RelyX U100



Fig.3 – Cimento resinoso auto-condicionante Panavia F 2.0



Fig. 4- Cimento resinoso auto-adesivo GCEM



Figura 5- Adesivos Single Bond e ED Primer



Figura 6 – Pino de Fibra de Vidro Whit Post DC4

Quadro 1- Apresentação dos materiais*

Material	Classificação	Fabricante	Lote	Composição
Adper Single Bond 2	Sistema Adesivo, Sem carga, Fotoativável	3M ESPE Irvine, Califórnia, USA.	8RM	Etanol, Bis-GMA, silicato tratado com <i>filler</i> de sílica, HEMA, glicerol 1,3 dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itocônico e diuretano dimetacrilato.
RelyX ARC	Cimento resinoso adesivo de presa dual.	3M ESPE/AG. Seefeld, Alemanha.	6G8M	Pasta A: BisGMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato, partículas de zircônia/sílica, amina e sistema fotoiniciador. Pasta B: BisGMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato, partículas de zircônia/sílica, peróxido de benzoíla.
Panavia F 2.0	Cimento resinoso adesivo de presa dual.	Kuraray Med. Inc Kurashiki, Okayama, Japão.	61160	Pasta A – sílica coloidal, Bis-GMA, MDP, dimetacrilatos hidrófilos e hidrófobos, peróxido de benzoíla e canforoquinona. Pasta B – vidro de bário silanizado e óxido de titânio, Bis-GMA, fluoreto de sódio, dietanol P-toluidina, dimetacrilatos hidrófilos e hidrófobos e sulfonato de sódio trisopropílico benzênico.
ED Primer A& B	Sistema de união autopolimerizável composto por primer autocondicionante	Kuraray Med. Inc Kurashiki, Okayama, Japão.	00124A	ED Primer A - HEMA, MDP, ácido aminosalicílico, dietanol P-toluidina e água. ED Primer B – sulfonato benzênico de sódio, ácido aminosalicílico, dietanol P-toluidina e água.
RelyX U100	Cimento resinoso auto-adesivo	3M ESPE/AG. Seefeld, Alemanha.	316694	Pasta A – fibra de vidro, ésteres ácido fosfórico metacrilato, dimetacrilato de trietilenoglicol, sílica e persulfato de sódio. Pasta B – fibra de vidro, dimetacrilato, sílica, p-toluenosulfonato de sódio e hidróxido de cálcio.
GCem	Cimento resinoso Auto-adesivo	GC America/ U.S.A	070423	Pó- pigmentos, iniciador, fluoro-alumina - silicato de vidro Líquido - 4-MET, monômeros estéres do ácido fosfórico, água, UDMA, dimetacrilato, pó de sílica, iniciador
Prosil	Agente de união	FGM, Joinville, SC, Brasil	100708	Metacriloxipropiltrimetoxisilano, etanol e água
White Post DC nº4	Pino intra-radicular pré-fabricado, cônico.	FGM, Joinville, SC, Brasil	1978A	Fibra de vidro, resina epóxi, carga inorgânica e promotores de polimerização
Ácido Fosfórico	Gel	FGM, Joinville, SC, Brasil	184	Ácido fosfórico a 37%, espessante, corante e água deionizada

*Segundo informações dos fabricantes

4.2 SELEÇÃO E PADRONIZAÇÃO DAS RAÍZES

Para a realização da pesquisa, foram extraídos 600 incisivos inferiores bovinos. Destes, 300 que possuíam anatomia ou dimensões discrepantes e ápices visivelmente abertos foram descartados. Os demais foram raspados com curetas periodontais 17-18 (Duflex-SS White-Brasil), e limpos com taça de borracha (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil), pasta de pedras pomes (Probem, Catanduva, São Paulo, Brasil) e água, para a remoção de restos de ligamentos periodontais e tecidos moles. Feito isso, foram selecionados 100 dentes com raízes retas com formas e dimensões semelhantes, que foram então, armazenados em solução de Timol a 0,1% (Farmafórmula, Natal, RN, Brasil) previamente à realização do estudo.

As coroas foram removidas com uma secção na porção radicular com disco diamantado flexível dupla face (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil), sob irrigação, de forma a padronizar o comprimento do remanescente radicular em 16 mm (Fig. 7 e 8).



Figura 7- Medição da porção radicular para padronização da amostra

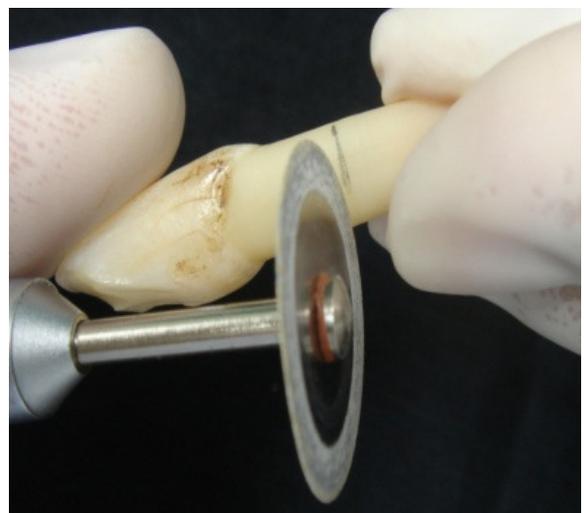


Figura 8- Seccionamento da porção coronária

Realizado o corte, para que todas as raízes tivessem o mesmo padrão de desgaste interno durante o preparo intra-radicular, foram selecionadas 20 raízes bovinas que possuíam diâmetro interno do conduto inferior ao da broca fornecida pelo fabricante do pino Whit Post DC4 (FGM, Joinville, SC, Brasil) para o preparo do

canal radicular. Assim, o padrão de desgaste em todas as raízes correspondeu ao diâmetro dessa broca.

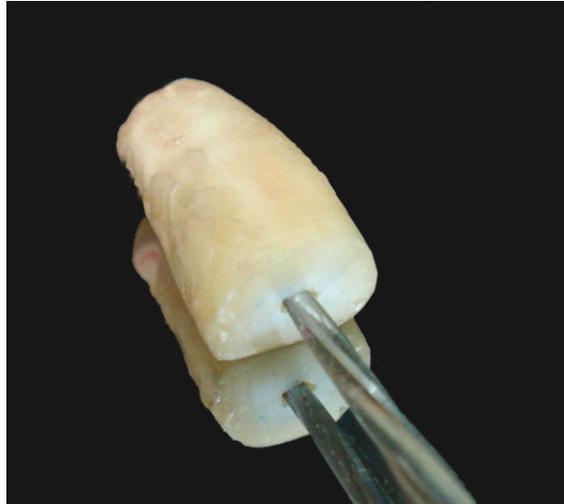


Figura 9- Broca do pino Whit Post n° 4 introduzida no canal radicular para a seleção das raízes bovinas.

As polpas dentais foram removidas do conduto radicular por meio de limas endodônticas sob abundante irrigação com hipoclorito de sódio a 1% para suspensão da matéria orgânica. Após esta etapa, as raízes foram mantidas imersas em água destilada sob temperatura de 37° C, em estufa de cultura por 24 horas.

4.3 TRATAMENTO ENDODÔNTICO

Os dentes foram instrumentados pela Técnica Clássica utilizando limas de 2ª série tipo K (Maillerfer Instruments S.A., Dentsply, Suíça) sendo o batente apical obtido com lima 60 (Fig. 10). O comprimento de trabalho foi estabelecido visualmente, subtraindo-se 1mm do comprimento total de inserção de uma lima 10 tipo K (Maillerfer Instruments S.A., Dentsply, Suíça), quando esta apareceu no forame apical. A irrigação durante o preparo foi feita com hipoclorito de sódio a 1%.

Após a instrumentação, os dentes foram lavados com soro fisiológico, os canais aspirados com cânulas de sucção metálica e secos com cones de papel

absorvente nº 60 (Dentsply – Maillefer, Petrópolis, RJ - Brasil). Em seguida, foram obturados com cones de guta-percha *medium large* (Endo Points, RJ- Brasil) e cimento à base de hidróxido de cálcio (*Sealer 26/* Dentsply, Rio de Janeiro, RJ), pela técnica de condensação lateral. As raízes foram armazenadas sob temperatura de 37° C, em estufa de cultura por 48 horas.



Figura 10- A, B, C e D – Tratamento endodôntico dos espécimes: (A) Instrumentação com lima K File; (B) Irrigação com solução de hipoclorito de sódio a 1%. (C) Secagem do conduto; (D) Obturação com cone de guta-percha *medium large* e cimento à base de hidróxido de cálcio

4.4 PREPARO DOS CANAIS

Os preparos intra-radiculares foram executados com a broca fornecida pelo fabricante do pino Whitepost DC4 (FGM Produtos Odontológicos Ltda), correspondente ao diâmetro do pino de fibra de vidro utilizado, na profundidade de 12 mm, em baixa rotação e sob constante irrigação (Fig. 11). Feito isso, o pino pré-fabricado White Post DC4 foi introduzido no canal para verificar sua adaptação no comprimento de 12 mm. A seguir, o canal foi lavado com jato de ar/água da seringa tríplice e seco com quatro pontas de papel absorvente para que fosse realizada a cimentação do pino de acordo com os diferentes grupos experimentais.

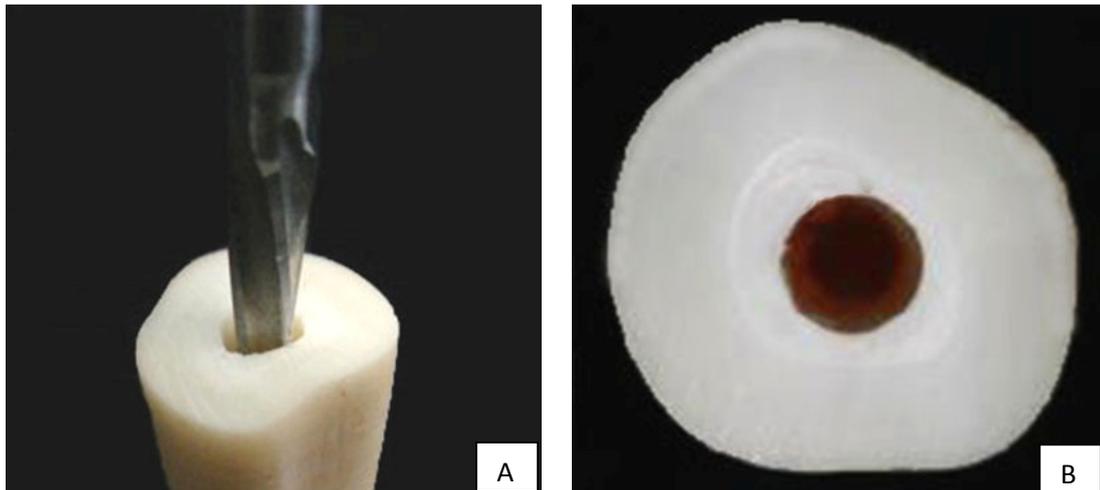


Figura 11 – Padronização dos preparos. A) Broca do pino White Post DC4 introduzida no canal. B) Vista incisal após o preparo

4.5 GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em 4 grupos de 5 dentes cada, em função do cimento utilizado (Tabela 1).

Tabela 1- Grupos Experimentais

Grupo	Cimento resinoso	Sistema adesivo	Fabricante
Grupo 1	RelyX ARC (controle)	Single Bond 2	3M ESPE
Grupo 2	Panavia F 2.0	ED Primer A & B	Kuraray
Grupo 3	RelyX U100	–	3M ESPE
Grupo 4	GCem	–	GC America

4.5.1 Tratamento dos pinos de fibra de vidro

Todos os pinos foram limpos com álcool e, em seguida, foi aplicado o Silano Prosil (FGM Joinville, SC, Brasil) com o auxílio de aplicadores descartáveis microbrush (Fig. 12 A) de acordo com as recomendações do fabricante. Aguardado 1 minuto, os pinos foram secos com jatos de ar e o sistema adesivo, correspondente aos grupos experimentais, foi aplicado sobre a superfície do pino com aplicadores descartáveis microbrush (Fig. 12 B). A seguir, foi realizada a fotoativação por 20s (Fig. 12 C).

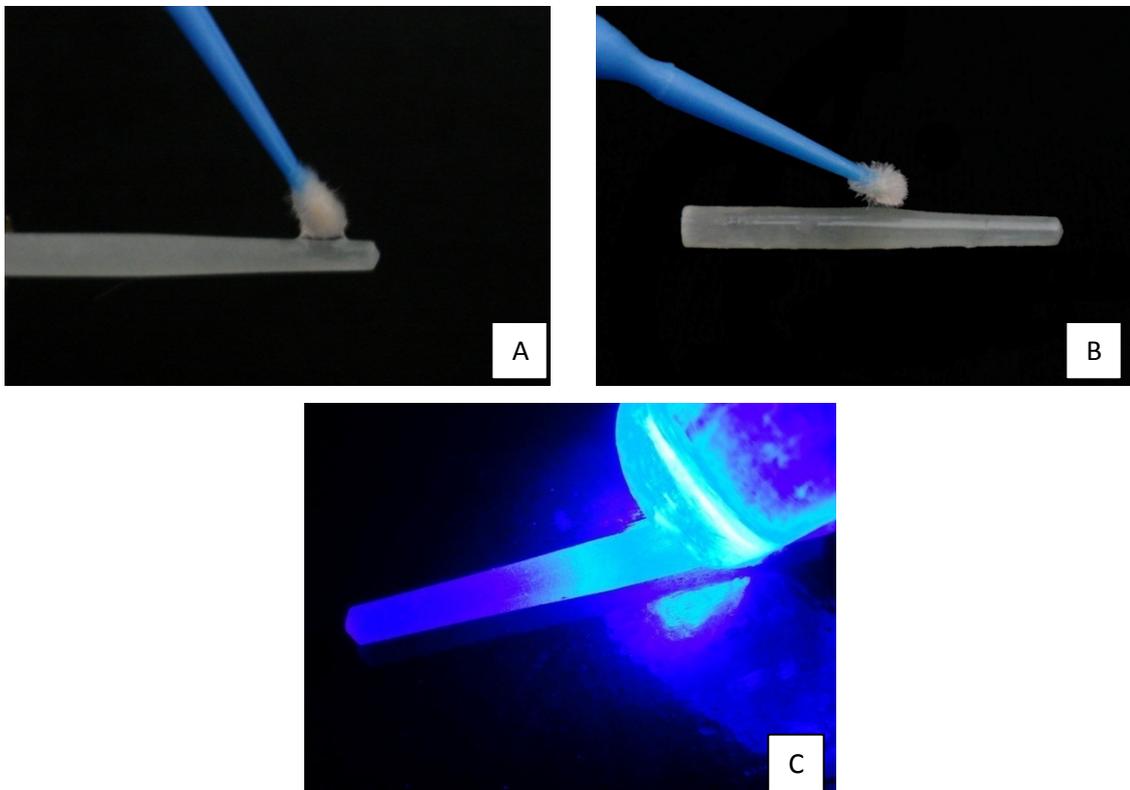


Fig. 12 – Tratamento do pino: (A) Aplicação do silano sobre toda superfície do pino. (B) Aplicação do sistema adesivo. (C) Fotoativação por 20s

4.5.2 Cimentação

Todos os dentes foram pintados de preto para que a luz externa não interferisse na polimerização. Os procedimentos de cimentação seguiram as instruções dos fabricantes, conforme descrito a seguir.

Grupo 1 – Cimento RelyX ARC e adesivo Single Bond 2

Após desobturação do conduto, limpeza com água deionizada e secagem com pontas de papel absorvente, a dentina radicular foi condicionada com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos (Fig. 13). Em seguida, o conduto foi lavado com água deionizada por meio de irrigação com uma seringa *luer lock* por 30 segundos (Fig. 14) e novamente seco com cones de papel absorvente (Fig. 15).

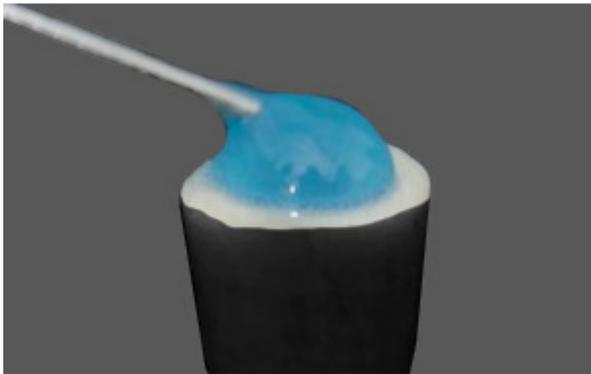


Fig. 13- Condicionamento com ácido fosfórico a 37%.



Fig. 14- Lavagem com água deionizada.



Fig. 15 – Remoção dos excessos de água com cones de papel absorvente.

O sistema adesivo Single Bond 2 foi aplicado em duas camadas consecutivas, utilizando-se um microbrush (Fig. 16). Depois de uma suave secagem por 5 segundos com jato de ar, o excesso do sistema adesivo foi removido do interior do canal com dois cones de papéis absorventes (Fig. 17). Em seguida, o adesivo foi fotopolimerizado por 10 segundos com um aparelho de luz halógena (Optilux Plus - Gnatus) (Fig. 18). A ponta ativa da unidade de luz ficou posicionada na altura da entrada do canal.

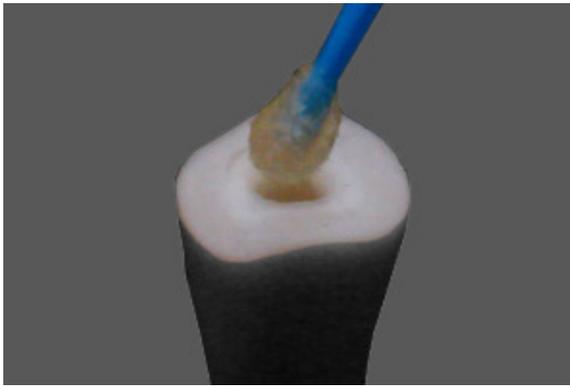


Fig. 16- Aplicação do sistema adesivo Single Bond 2.



Fig 17- Remoção dos excessos com cones de papel absorvente.

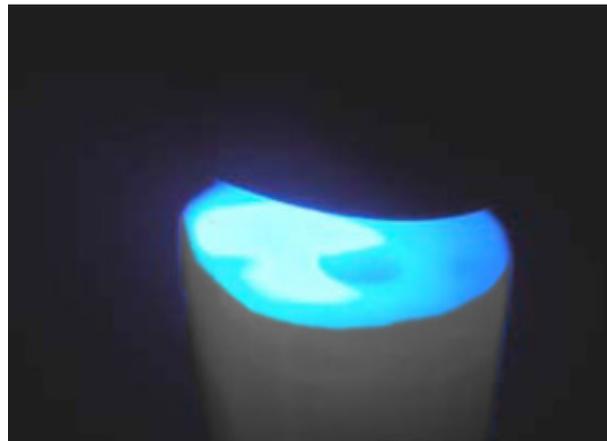


Fig. 18- Fotoativação por 20s.

A seguir, o cimento RelyX ARC (pasta A e pasta B) foi proporcionado em um bloco para a mistura (Fig. 19) e manipulado por 10 segundos. O cimento foi aplicado na superfície do pino de fibra de vidro com uma espátula e no interior do canal com auxílio de uma lima endodôntica (Fig. 20). O pino de fibra de vidro foi então posicionado e estabilizado manualmente no interior do canal (Fig. 21). O excesso do

cimento foi removido com o auxílio de um microbrush. A fotoativação foi efetuada por 40 segundos no sentido ocluso-apical da raiz com a ponta do aparelho de luz encostada no pino (Fig. 22).



Fig. 19- RelyX ARC proporcionado.



Fig. 20- Lima endodôntica com cimento posicionada no interior do conduto.



Fig. 21 - Pino posicionado



Fig. 22- Fotoativação

Grupo 2- Cimento Panavia F 2.0 e adesivo ED Primer A & B

Este cimento utiliza um sistema adesivo autocondicionante de passo único, não requerendo, desta forma, o condicionamento ácido prévio da estrutura dentária.

Após desobturação do conduto, limpeza com água deionizada e secagem com pontas de papel absorventes, uma gota do ED *primer* A e uma gota do ED

primer B foram dispensadas e misturadas sobre o recipiente fornecido pelo fabricante. Aguardado 1 minuto, o adesivo foi aplicado na dentina do canal radicular por meio de um *microbrush* (KGbrush – KG Sorensen, São Paulo, Brasil), sob agitação, por 30 segundos. Em seguida, um suave jato de ar foi aplicado por 2 segundos, para facilitar a evaporação do solvente. Os excessos do material foram removidos com pontas de papel absorvente e a fotoativação realizada com fonte de luz com lâmpada halógena por 10 segundos.

Quantidades iguais da Pasta A e da Pasta B do cimento foram dispensadas sobre um bloco de papel e misturadas manualmente, por 20 segundos, com espátula plástica. O cimento foi aplicado na superfície do pino de fibra de vidro com uma espátula e no interior do canal com auxílio de uma lima endodôntica. Os excessos de cimento foram removidos com um *microbrush* (KGbrush – KG Sorensen, São Paulo, Brasil) limpo e seco. A fotoativação foi realizada por 40 segundos. A ponta da lâmpada fotopolimerizadora (Optilux Plus - Gnatus) ficou sobre a extremidade do pino para que a própria pressão exercida pela mesma mantivesse o pino em posição até a polimerização do cimento.

Grupo 3 – Cimento RelyX U100

Por ser um cimento auto adesivo, o RelyX U100 não requer tratamento prévio do substrato dentinário (condicionamento ácido e aplicação de *primer*/adesivo). Após desobturação do conduto, limpeza com água deionizada e secagem com pontas de papel absorvente, o cimento RelyX U100 foi proporcionado sobre uma placa de vidro estéril e manipulado por 10 segundos. O cimento foi aplicado na superfície do pino de fibra de vidro com uma espátula e no interior do canal com auxílio de uma lima endodôntica. O pino de fibra de vidro foi então posicionado e estabilizado manualmente no interior do canal, e os excessos de cimento removidos com um *microbrush* limpo e seco e, em seguida, o material foi fotopolimerizado por 40 segundos. A ponta da lâmpada fotoativadora (Optilux Plus - Gnatus) foi colocada sobre a extremidade do pino para que a pressão exercida pela mesma mantivesse o pino em posição até a polimerização do cimento (Fig. 23).



Fig. 23 - Seqüência da instalação do pino com o cimento auto-adesivo RelyX U100.

- A) Proporcionamento do cimento. B) Cimento aplicado sobre o pino. C) Pino posicionado.
D) Fotoativação por 40 segundos

Grupo 4 – Cimento GCem

O GCem, assim como o RelyX U100, também é um cimento auto-adesivo, e por isso não requer tratamento prévio do substrato dentinário (condicionamento ácido e aplicação de *primer*/adesivo). Após desobturação do conduto, limpeza com água deionizada e secagem com pontas de papel absorvente, a cápsula do GCem foi ativada e agitada em um misturador de alta freqüência por 10s (Amalga Mix-Gnatus, São Paulo-SP) (Fig. 24 A). Posteriormente, a cápsula foi inserida no aplicador fornecido pelo sistema e o cimento aplicado no interior do conduto e sobre o pino previamente tratado (Fig. 24 B e C). O pino de fibra de vidro foi então posicionado e estabilizado manualmente no interior do canal (Fig. 24 D), e os excessos de cimento removidos com um *microbrush* limpo e seco e, em seguida, o

material foi fotoativado por 60 segundos. A ponta da lâmpada fotopolimerizadora (Optilux Plus - Gnatus) foi colocada sobre a extremidade do pino para que a pressão exercida pela mesma mantivesse o pino em posição até a polimerização do cimento.

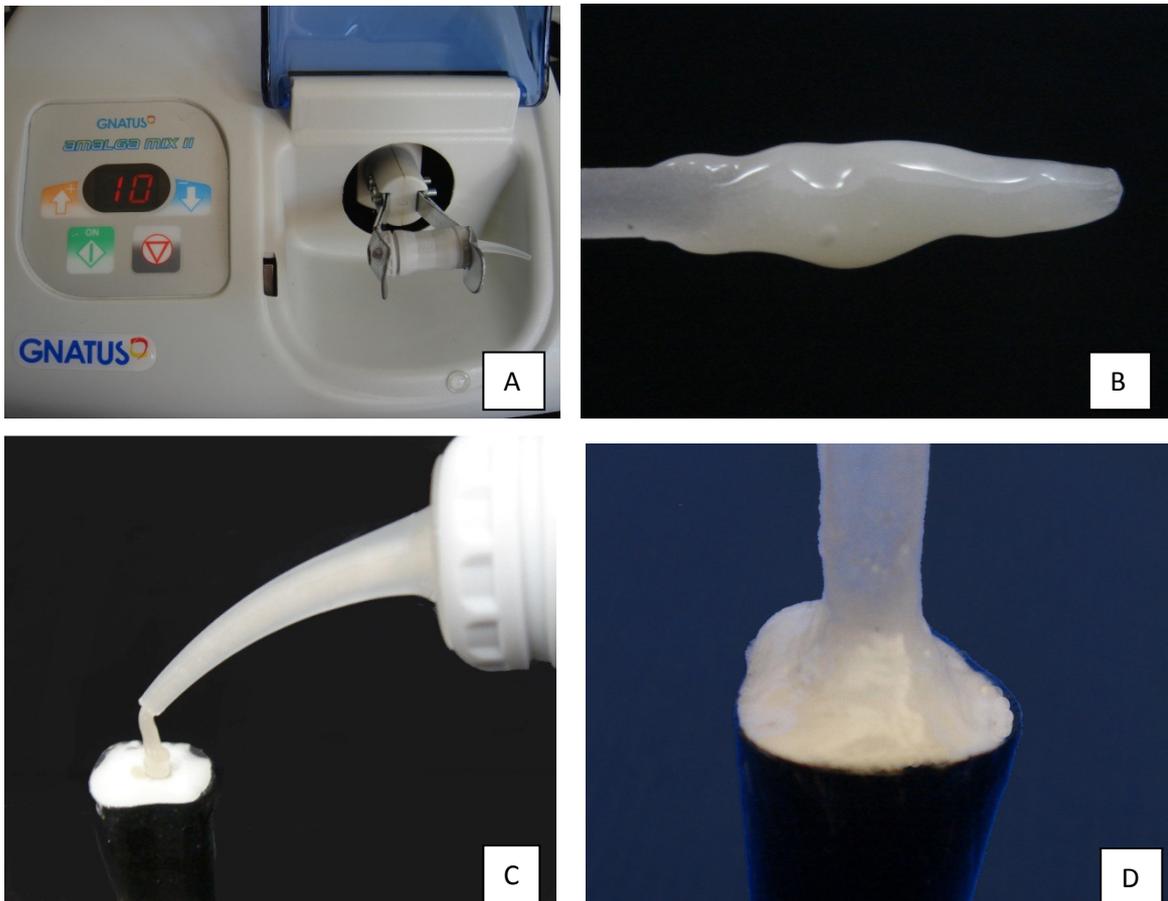


Fig. 24 - Seqüência da instalação do pino com o cimento auto-adesivo GCem. A) Amalgamador padronizado para um tempo de agitação de 10s. B) Cimento aplicado no pino. C) Cimento aplicado no interior do conduto. D) Pino posicionado.

4.6 SECCIONAMENTO DAS RAÍZES EM TERÇOS

Após a fixação dos pinos de fibra de vidro, as raízes foram mantidas em água destilada, em estufa sob temperatura de 37°C, por 24 h. Passado esse tempo, as raízes foram embutidas com resina acrílica em aparatos plásticos com o auxílio do delineador B2 (Bioart, São Carols, SP, Brasil), fazendo com que os pinos ficassem

posicionados perpendicularmente à plataforma deste aparelho. Este conjunto foi unido com cianocrilato a uma placa metálica e fixado à máquina de corte. As raízes foram então seccionadas em uma máquina de corte de precisão (Elquip precision saw - ELSAW, EUA) em baixa rotação, sob irrigação com água destilada, com um disco diamantado de 0,15 mm de espessura (Diamond Wafering Blade – BUEHLER, EUA) (Fig. 25). O primeiro corte foi realizado a 1mm da porção mais cervical da raiz. Foram obtidas nove secções de corte para cada dente. Cada três secções correspondeu a um terço. Sendo as três primeiras correspondentes ao terço cervical, as intermediárias ao terço médio e as três últimas ao terço apical em relação à porção do conduto radicular preparado para receber o pino. Após os cortes, os espécimes foram aferidos com um paquímetro para verificar a correta espessura de cada um deles (Fig. 26). As secções de corte obtidas tiveram aproximadamente 1 mm de espessura.



FIGURA 25 - Seccionamento das raízes com disco diamantado em baixa rotação



FIGURA 26 - Aferição da espessura dos espécimes com paquímetro

4.7 ENSAIO MECÂNICO DE CISALHAMENTO POR EXTRUSÃO -“ MICRO PUSH OUT”

Após o seccionamento, cada secção da raiz foi posicionada no centro de um suporte de aço, com uma abertura de 3 mm (DHERT et al., 1992), acoplado a uma

máquina de ensaio universal (Kratos, São Paulo-Brasil) com a face coronária voltada para baixo. Uma haste de aço inoxidável com 1 mm de diâmetro, somente em contato com a área central do pino, foi pressionada para baixo com a máquina operando com uma célula-carga de 1 kN e com uma velocidade de 0,5 mm/min, até o total deslocamento do pino do conduto radicular (Fig. 27). A força necessária para o deslocamento foi obtida em quilograma/força.

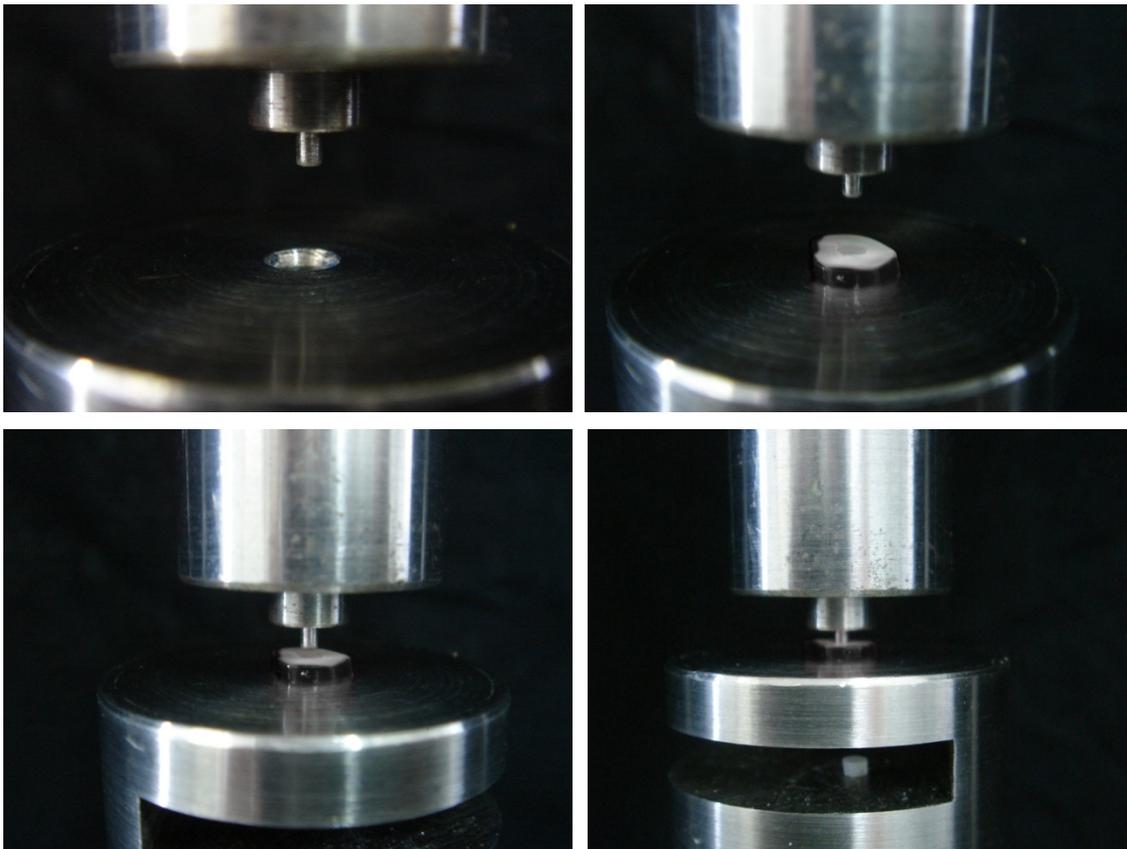


FIGURA 27 - A) Suporte de aço para o teste push-out. B) Espécime posicionado. C) Pino metálico pressionando o pino de fibra. D) Deslocamento do pino de fibra de vidro

4.8 CÁLCULO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO

Os dados obtidos em Kgf foram transformados em MPa dividindo-se a força máxima exercida para o deslocamento do pino, em Newton, pela área (mm^2) do canal radicular. Para isso os valores em Kgf foram multiplicados por uma constante de valor 9,8, que corresponde ao fator de conversão de Kgf para Newton. A fórmula

para o cálculo da área foi: $A = 2 \pi rh$, onde π é a constante 3,14; r representa o raio do pino após o preparo, em mm; e h representa a espessura do disco de dentina, em mm. Os valores foram registrados e submetidos à análise de variância (ANOVA) e ao teste de Bonferroni, em nível de significância de 5%.

Resultados

5 RESULTADOS

Os valores obtidos em Newton (N) foram convertidos para Megapascal (MPa) e organizados em planilhas (Anexo I). As médias obtidas em MPa para os diferentes cimentos estão representadas na figura 28.

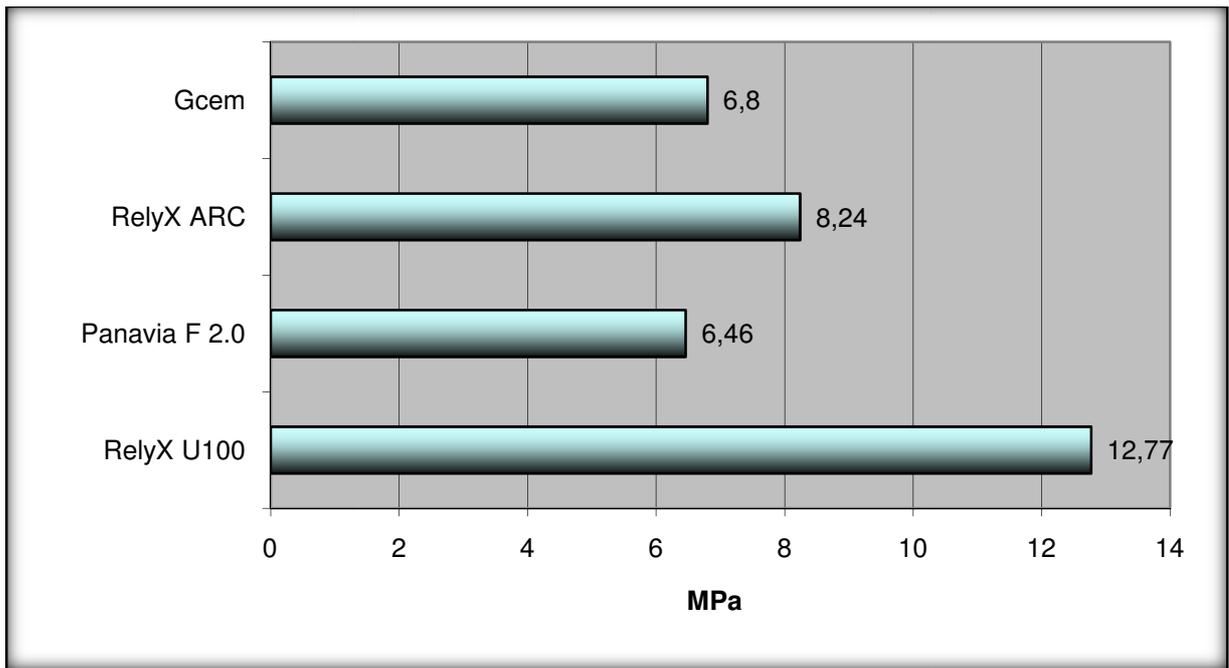


Figura 28 – Gráfico das médias de resistência de união dos cimentos resinosos

Inicialmente, a soma dos valores dos três terços de cada cimento estudado foi comparada pelo teste Anova (um critério de análise de variância, BioEstat Program, CNPQ, 2000; Brasília, DF, Brasil), adotando-se um nível de 5% de significância. Verificou-se que pelo menos um grupo é estatisticamente diferente dos demais quanto à média de resistência de união.

O teste estatístico Bonferroni demonstrou que houve diferença estatística entre RelyX U100 e os demais cimentos ($p < 0,05$). Os cimentos Panavia F 2.0, GCem e RelyX ARC não demonstraram diferenças estatisticamente significativas entre eles ($p > 0,05$). As médias da resistência de união de cada grupo estão apresentadas na tabela 2, juntamente com seus respectivos desvios-padrão.

Tabela 2 - Médias e desvios-padrão de resistência de união dos diferentes cimentos estudados

CIMENTOS	DESVIO PADRÃO	MÉDIA*
RELYX U100	± 4,44	12,77 a
PANAVIA 2.0	± 5,35	6,46 b
RELYX ARC	± 6,23	8,24 b
GCEM	± 4,95	6,80 b

*Médias acompanhadas por letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%.

Da mesma forma, foi realizado o teste estatístico para comparar a resistência de união entre os terços cervical, médio e apical de cada grupo (Fig. 29), com o objetivo de analisar a eficácia dos cimentos em relação às diferentes condições da anatomia e dificuldades técnicas de inserção do cimento no canal radicular. Pode-se observar que, em todos os cimentos, o terço cervical foi o que apresentou os maiores valores de resistência de união.

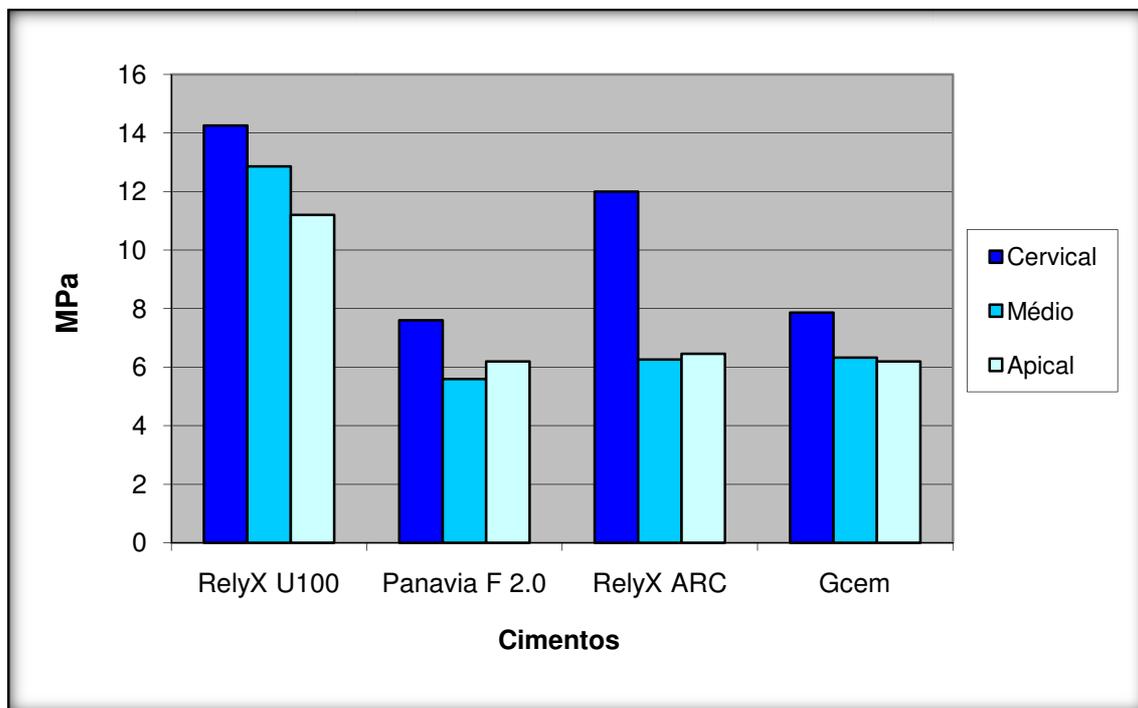


Figura 29 – Gráfico dos valores médios da resistência de união dos sistemas cimentantes nos terços do canal radicular

O teste estatístico Bonferroni demonstrou não existir diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) entre os terços de um mesmo grupo nos seguintes cimentos: RelyX U100, Panavia F 2.0 e GCem. Já no cimento RelyX ARC, observou-se diferença estatisticamente significativa pelo menos entre um dos terços ($p < 0,05$) (Tabela 3).

Tabela 3 – Teste de análise de variância (Anova um Critério) para comparação das médias da resistência de união entre os terços do mesmo grupo

CIMENTOS	Graus de liberdade	Quadrado Médio	Valor – p
RELYX U100	2	49,94	0,08
PANAVIA F 2.0	2	16,26	0,55
RELYX ARC	2	158,82	0,01
GCEM	2	12,86	0,62

Assim, o teste estatístico Bonferroni demonstrou que os terços médio e apical não apresentaram diferença significativa, sendo esta diferença constatada entre o terço cervical e os demais para o cimento resinoso RelyX ARC (Tabela 4).

Tabela 4 – Média e desvio padrão da resistência de união nos terços do cimento RelyX ARC

RELYX U100	DESVIO PADRÃO	MÉDIA*
Cervical	± 5,73	12,00 a
Médio	± 4,82	6,26 b
Apical	± 6,40	6,46 b

*Médias acompanhadas por letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%.

Da mesma forma, foi realizado o teste estatístico para comparar a resistência de união de cada terço nos diferentes grupos. No terço cervical (Fig. 30), pode-se observar que os cimentos RelyX U100 e o RelyX ARC apresentaram os maiores valores de resistência de união.

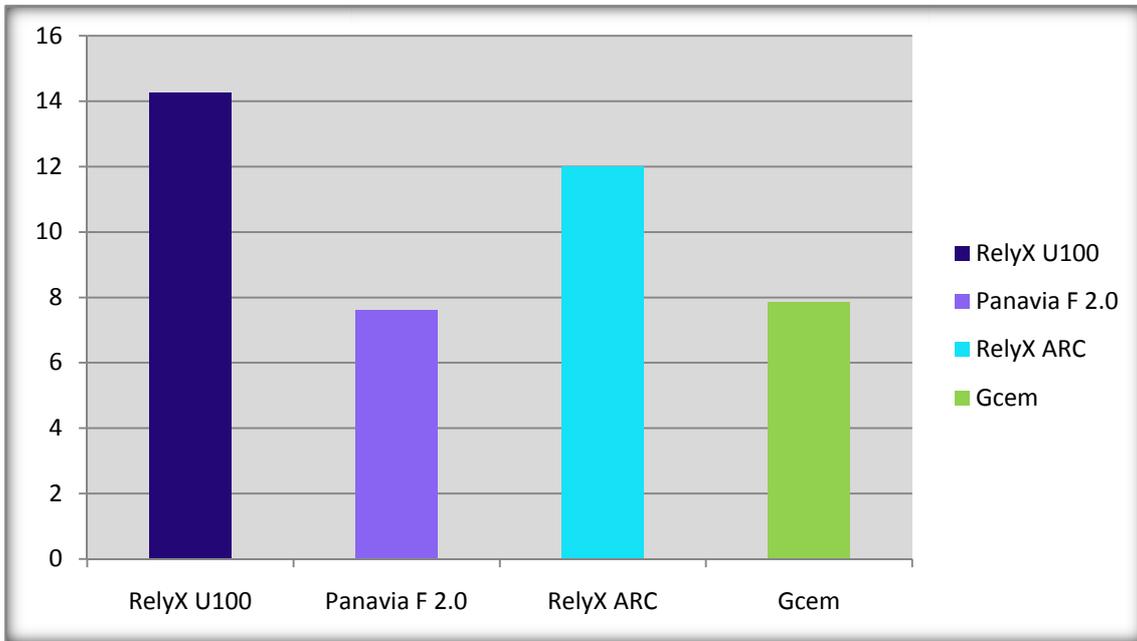


Figura 30- Gráfico dos valores médios da resistência de união no terço cervical

O teste estatístico Bonferroni demonstrou haver diferença estatisticamente significativa entre o RelyX U100 e dois outros cimentos, o Panavia F 2.0 e o GCem ($p < 0,05$). Entretanto, não se observou diferença significativa entre o RelyX U100 e o RelyX ARC. Esta diferença também não foi observada entre Panavia F 2.0 e o GCem ($p > 0,05$). As médias da resistência de união de cada grupo para o terço cervical estão apresentadas na Tabela 5, juntamente com seus respectivos desvios-padrão.

Tabela 5 - Médias e desvios-padrão de resistência de união no terço cervical dos diferentes cimentos estudados

CIMENTOS	DESVIO PADRÃO	MÉDIA*
RELYX U100	± 3,56	14,26 a
PANAVIA F 2.0	± 5,30	7,60 b
RELYX ARC	± 5,73	12,00 a
GCEM	± 4,50	7,86 b

*Médias acompanhadas por letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%

No terço médio, o maior valor de resistência de união foi observado no cimento RelyX U100 (Fig. 31).

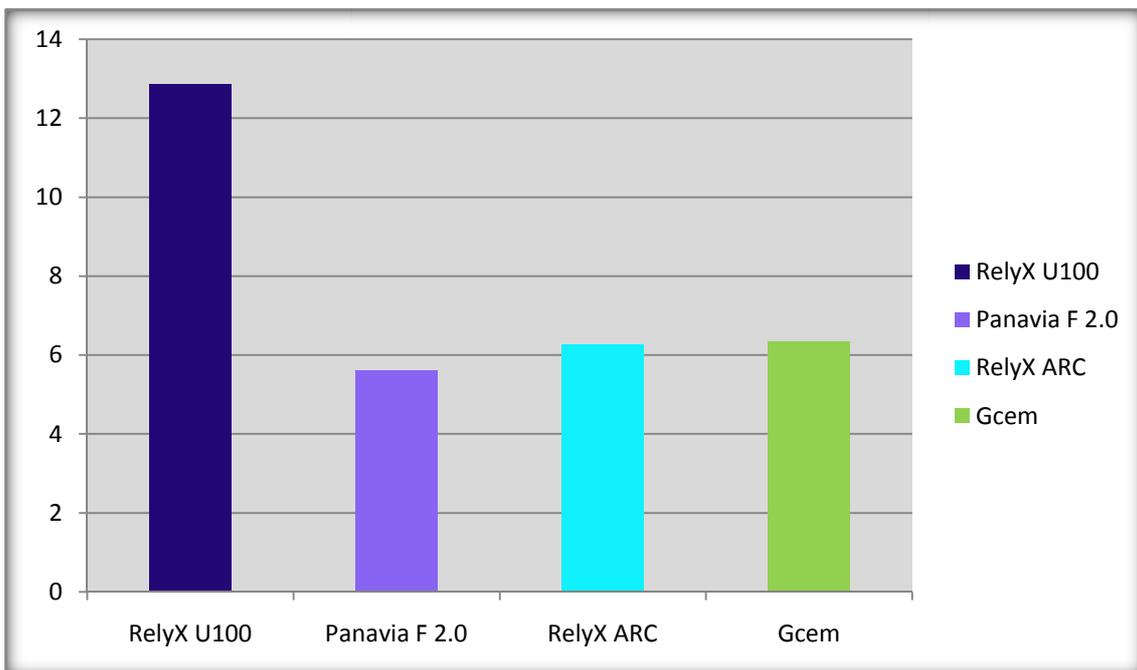


Figura 31 – Gráfico dos valores médios da resistência de união no terço médio

O teste de Bonferroni permitiu detectar diferença estatisticamente significativa entre o RelyX U100 e os demais grupos ($p < 0,05$). Os cimentos Panavia F 2.0, RelyX ARC e o GCem foram estatisticamente iguais ($p > 0,05$). Estes resultados podem ser observados na tabela 6.

Tabela 6 - Médias e desvios-padrão de resistência de união no terço médio dos diferentes cimentos estudados

CIMENTOS	DESVIO PADRÃO	MÉDIA*
RELYX U100	± 4,97	12,86 a
PANAVIA F 2.0	± 4,78	5,60 b
RELYX ARC	± 4,82	6,26 b
GCEM	± 4,92	6,33 b

*Médias acompanhadas por letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%

No terço apical, o maior valor de resistência de união também foi apresentado pelo RelyX U100 (Fig. 32).

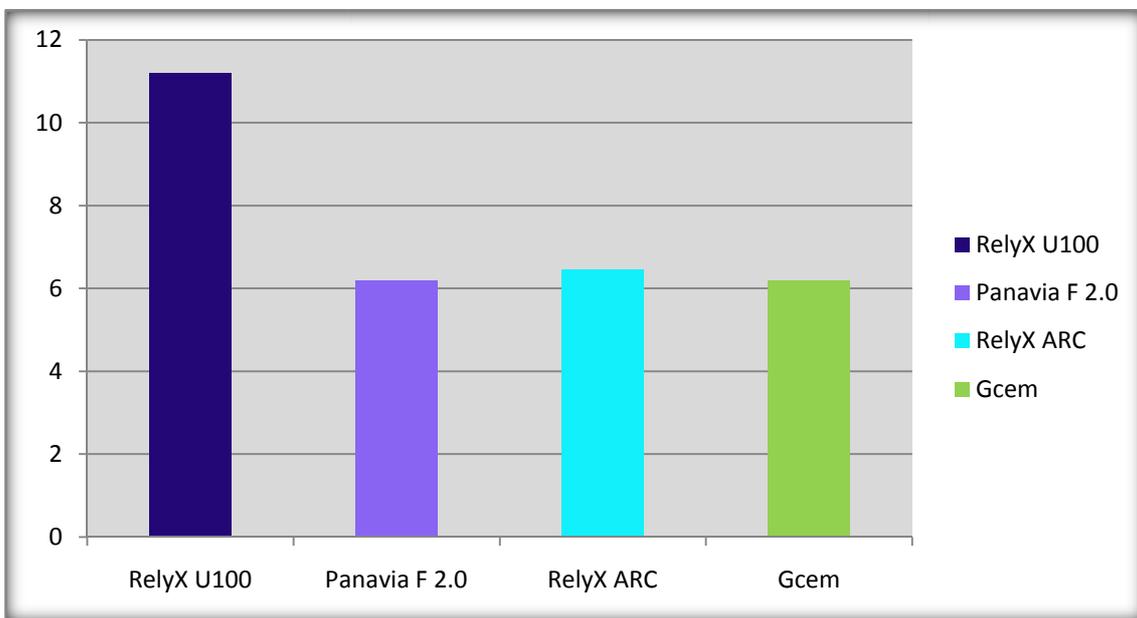


Figura 32- Gráfico dos valores médios da resistência de união no terço apical.

Neste terço, apenas o RelyX U100 apresentou diferença estatisticamente significativa em relação aos demais ($p < 0,05$). As médias e os respectivos desvios-padrão podem ser observados na tabela 7.

Tabela 7 - Médias e desvios-padrão de resistência de união no terço apical dos diferentes cimentos estudados

CIMENTOS	DESVIO PADRÃO	MÉDIA*
RELYX U100	± 4,28	11,20 a
PANAVIA F 2.0	± 5,93	6,20 b
RELYX ARC	± 6,40	6,46 b
GCEM	± 5,37	6,20 b

*Médias acompanhadas por letras diferentes indicam diferença estatisticamente significativa ao nível de 5%

Discussão

6 DISCUSSÃO

A perda de estrutura dental, durante o tratamento endodôntico, leva ao enfraquecimento do dente e a uma maior susceptibilidade a fraturas (CONCEIÇÃO, CONCEIÇÃO e BRAZ, 2005). Além disso, a ausência de remanescente coronário dificulta a reabilitação estética e funcional, tornando-se necessário o uso de pinos intra-radulares. Dentre estes, a efetividade na utilização de pinos de fibra de vidro para o tratamento restaurador de dentes tratados endodonticamente tem sido comprovada em diversos estudos (FERRARI *et al.*, 2000; PEST *et al.*, 2002). Esses pinos, além de promoverem melhor efeito óptico nas restaurações estéticas, também apresentam propriedades mecânicas semelhantes à dentina, formando uma unidade mecanicamente homogênea, absorvendo assim as tensões geradas pelas forças mastigatórias (ROLF *et al.*, 1992; CHAN *et al.*, 1993; MORGANO, 1996; FRENO, 1998).

Outra vantagem destes pinos é a redução no tempo clínico devido a sua facilidade de instalação, além de serem biocompatíveis e resistentes à corrosão (KURTZ *et al.*, 2003). As boas propriedades mecânicas e o seu largo uso na odontologia motivaram a escolha desse tipo de pino para o presente estudo, procurando reproduzir um tipo de procedimento corriqueiramente executado na prática clínica.

No entanto, para que as restaurações retidas a pino tenham estabilidade e longevidade, faz-se necessário uma boa união do pino à estrutura dental. Para esta finalidade, os cimentos resinosos têm sido amplamente recomendados e, por conseqüência, um grande interesse tem sido direcionado à adesão à dentina intra-radicular (GORACCI *et al.*, 2004).

A efetividade da cimentação de pinos ainda é bastante controversa na literatura, pois além das dificuldades inerentes ao substrato, ainda existem as relacionadas com os procedimentos adesivos no interior do conduto (SANARES *et al.*, 2001, TAY e PASHLEY, 2003). Pensando em minimizar os problemas relacionados à cimentação adesiva no interior dos canais e em reduzir ainda mais o tempo operatório com a simplificação da técnica, foram desenvolvidos os novos cimentos resinosos auto-adesivos que não requerem nenhum pré-tratamento do

substrato antes da cimentação. Ainda são poucos os trabalhos que estudam o desempenho desses novos cimentos à dentina intra-radicular, sendo assim de extrema relevância a realização deste estudo, que comparou a resistência de união entre cimentos auto-adesivos e cimentos convencionais nos três terços do canal radicular (cervical, médio e apical).

Neste estudo, utilizaram-se incisivos bovinos, visto que há dificuldade em se obter dentes humanos extraídos em quantidade suficiente que possibilitasse a padronização dos condutos. A literatura demonstra a viabilidade na utilização de dentes bovinos em pesquisas (SCHILKE *et al.*, 2000), uma vez que são morfológica e histologicamente semelhantes aos dentes humanos, permitem controle do tempo entre a obtenção e o uso e maior uniformidade da dentina devido à ausência de cárie e doenças periodontais (CAMPOS, 2008). Além disso, a dentina bovina apresenta resistência à tração e ao cisalhamento semelhante à humana (PATIERNO *et al.*, 1996). Deve-se ressaltar também que a utilização destes dentes possibilitou a padronização do preparo intra-radicular, obtendo-se um conduto, para instalação dos pinos, semelhante em todos os grupos.

Os ensaios de resistência de união são os testes mais empregados para avaliar o desempenho de sistemas adesivos utilizados na cimentação de pinos intraradiculares. Os ensaios mecânicos mais utilizados são os de tração (BOUILLAGUET *et al.*, 2003) e de cisalhamento por extrusão “push-out” (GORACCI *et al.*, 2004) e os de cisalhamento por extrusão modificado “micro push out”, sendo este último o mais indicado para avaliar as condições em que os pinos são submetidos clinicamente (GORACCI *et al.*, 2004).

Assim, neste estudo, foi realizado o teste de “micro push-out”, o qual permite avaliar a resistência de união em áreas restritas, calcular os valores em um único dente, assim como possibilita a avaliação da resistência de união em pequenas áreas. Desta forma, esta metodologia foi empregada, pois os testes foram realizados em pequenas áreas dos três terços do canal radicular (cervical, médio e apical), uma vez que são áreas que diferem quanto à densidade e ao diâmetro dos túbulos e à presença de dentina inter-tubular, além das dificuldades técnicas para se conseguir uma homogênea inserção e polimerização do agente cimentante.

Embora a adesão à dentina intra-radicular seja baseada nos procedimentos aplicados à dentina coronal, na intra-radicular, os resultados não são similarmente satisfatórios, pois existem diferenças marcantes entre a dentina coronal e a radicular (GONDO, 2005). Essas diferenças estão relacionadas aos seguintes fatores: variações na morfologia intra-radicular, dificuldade de acesso e alto valor de configuração cavitária (Fator C). Além disso, a cimentação de pinos intra-radulares também é bastante susceptível às adversidades técnicas (BOUILLAGUET *et al.*, 2003, CARVALHO, 2004, CEBALLOS *et al.*, 2006, CURY *et al.*, 2006, FERRARI *et al.*, 2000a, FERRARI *et al.*, 2000b). Estes fatores, provavelmente, podem ter contribuído para os valores mais baixos de resistência de união registrados neste estudo.

A razão para a seleção dos cimentos resinosos utilizados neste trabalho foram seus diferentes procedimentos de pré-tratamento da dentina. Sendo o RelyX U100 e o GCem cimentos auto-adesivos, o Panavia F 2.0 um cimento auto-condicionante e o RelyX ARC cimento convencional que necessita da realização do pré-tratamento da dentina com ácido fosfórico e sistema adesivo antes de sua aplicação. A hipótese nula de que as forças de união não variam com o tipo de material cimentante não pode ser rejeitada, visto que os cimentos Panavia F 2.0, GCem e RelyX ARC não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre si.

As maiores médias de resistência ao cisalhamento por extrusão foram obtidas pelo agente cimentante RelyX U100 em todas as profundidades do canal radicular. Este resultado pode ser atribuído à maior hidrofiliabilidade deste cimento em relação aos demais, já que o canal radicular é uma região de difícil acesso e visibilidade, o que dificulta o controle das condições de umidade requeridas para uma boa cimentação. Por isso, o sistema cimentante a ser utilizado deve possuir a habilidade de deslocar a água, para conseguir uma melhor qualidade de hibridização, aumentando assim os valores de resistência adesiva (NAKAGIMA *et al.* 1995). Além disso, o RelyX U100 possui monômeros multifuncionais com grupos de ácido fosfórico, que desmineralizam e infiltram simultaneamente a dentina (RADOVIC *et al.* 2008). Isto pode explicar a uniformidade da adesão entre os terços.

Os resultados do presente estudo foram que os valores de resistência de união são superiores para o RelyX U100. Estes resultados são semelhantes aos obtidos por Bitter *et al.* (2006), que obteve os valores de resistência de união superiores para o RelyX Unicem, precursor do Relyx U100 utilizado neste estudo.

Este resultado, no entanto, não é unânime na literatura. Em estudos similares, Kececi *et al.* (2008) e Goracci *et al.* (2004) observaram que os valores de resistência de união para o RelyX Unicem foram inferiores aos outros cimentos testados. Contudo, vale ressaltar que, nestes estudos, o RelyX Unicem foi utilizado no modo autopolimerizável, enquanto que no presente estudo ele foi inicialmente fotopolimerizado.

Os valores de resistência adesiva mais baixos foram registrados para o Panavia F 2.0. Resultado semelhante foi relatado por Abo-Hamar *et al.* (2004). Uma possível razão para este resultado pode ser o índice de carga e a viscosidade elevadas neste cimento, que podem diminuir a profundidade da penetração na dentina condicionada. Outra razão pode ser a permeabilidade adesiva aumentada de sistemas adesivos de passo único (auto-condicionante), permitindo que, durante a polimerização, a água se difunda na dentina através do adesivo (ED Primer), formando gotas de água ao longo da interface compósito-adesivo. Em adição a estes fatores, ressalta-se ainda que pode ter ocorrido uma incompatibilidade entre os remanescentes ácidos do ED Primer e a amina terciária do cimento auto-condicionante Panavia F 2.0.

Assim como o Panavia F 2.0, o GCem também apresentou baixa resistência de união. O curto tempo de trabalho e a viscosidade relativamente elevada deste cimento podem ter sido prejudiciais para a adaptação à dentina ao longo do canal radicular. O mecanismo auto-adesivo deste cimento, de acordo com as informações do fabricante, é baseado na tecnologia do ionômero de vidro modificado por resina, trocando o ácido poliacrílico por monômeros ácidos funcionais (4-MET e ésteres fosfóricos). Este mecanismo, entretanto, parece ser menos eficaz do que o do cimento também auto-adesivo RelyX U100.

Neste estudo, não foi observada diferença estatisticamente significativa da força de união entre as três regiões do canal radicular, no tocante aos cimentos

RelyX U100, Panavia F 2.0 e GCem. Este resultado corrobora os estudos de Zicari *et al.* (2008) e Bitter *et al.* (2006). Apesar das médias serem estatisticamente iguais, convém ressaltar que elas apresentaram valores diferentes segundo a região, sendo a mais elevada registrada no terço cervical. O que também está de acordo com Bouillaguet *et al.* (2003) e Perdigão *et al.* (2006) que apontaram para uma significativa redução dos valores de resistência no terço apical do canal radicular. Este resultado pode ser explicado quando se leva em consideração que a resistência de união nas diferentes profundidades do canal radicular deve ser diferenciada, uma vez que a densidade, o diâmetro e a quantidade de túbulos dentinários diminuem à medida que se caminha do terço cervical para o terço apical. Alguns autores (FERRARI *et al.*, 2000; BITTER *et al.*, 2006) afirmam que a qualidade da adesão é dependente da penetração do adesivo na dentina intertubular, sendo esperada uma menor resistência de união no terço apical.

Destaca-se que Zicari *et al.* (2008) e Bitter *et al.* (2006), igualmente, detectaram diferenças nos valores médios da força de união (embora não estatisticamente significante como acima referido). A diferença entre este estudo e o deles foi que estes encontraram uma maior força de união para o RelyX U100 no terço apical, apresentando como justificativa a propriedade tixotrópica desse novo material quando aplicado sobre pressão.

A capacidade do RelyX U100 melhorar sua adaptação quando submetido à pressão também justifica seu maior valor de resistência de união no terço apical quando comparado aos outros cimentos neste estudo.

Diferentemente dos cimentos acima citados, o RelyX ARC mostrou diferença estatisticamente significante entre o terço cervical e os demais terços. Este resultado pode ser atribuído ao fato de que este cimento foi o único que usou um adesivo apenas fotoativável, sofrendo desta forma, influência direta da penetração da luz nos terços radiculares.

Estes resultados controversos encontrados na literatura podem ser atribuídos às dificuldades de controle dos procedimentos adesivos no interior do conduto. Além disso, áreas descontínuas cobertas por *debris*, *smear layer* e remanescentes de gutta-percha e cimento endodôntico podem dificultar a penetração de adesivos e

cimentos nos túbulos dentinários e reduzir a área da superfície disponível para a união do pino (ZICARI *et al.*, 2008).

Diante do exposto, o presente trabalho evidenciou que o RelyX U100, com seu procedimento simplificado de aplicação, pode ser uma alternativa não só viável como até mais eficaz que os cimentos convencionais que requerem múltiplos passos de aplicação. Todavia, como na pesquisa bibliográfica realizada no PubMed até a presente data, não foram encontradas referências a pesquisas específicas sobre a força de união do RelyX U100. Os resultados aqui apresentados precisarão ser confirmados por posteriores investigações, sobretudo em razão das limitações próprias à metodologia utilizada nos estudos *in vitro*.

Conclusão

7 CONCLUSÃO

Através dos resultados obtidos no ensaio de resistência ao cisalhamento por extrusão – “micro *push-out*” - deste estudo, pôde-se concluir que:

- A) As forças de resistência de união variam de acordo com o tipo de agente cimentante utilizado;
- B) A resistência de união dos cimentos auto-adesivos, na cimentação de pinos intra-radulares, parece ser promissora, uma vez que estes cimentos apresentaram resultados estatisticamente similares e até superiores, como no caso do RelyX U100, ao cimento resinoso convencional RelyX ARC (controle) em todos os terços do canal radicular;
- C) O cimento convencional RelyX ARC, mostrou diferença estatisticamente significativa entre o terço cervical e os demais terços, o que não ocorreu com os cimentos auto-adesivos.

Referências

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABO-HAMMAR, S.E.; HILLER, K.A.; JUNG, H. FEDERLIN, M.; FRIEDL, K.H. SCHAMALZ, G. Bond Strength of a new universal self-adhesive resin luting cement to dentin and enamel. **Clin Oral Invest.**, v. 9, n.3, p. 161-67, 2005.

AL-ASSAF, K.; CHAKMAKCHI, M.; PALAGHIAS, **G.**; KARANIKA-KOUMA, A.; ELIADES, G. Interfacial characteristics of adhesive luting resins and composites with dentine. *Dent Mat.*, v. 23, n. 7, p. 829-839, 2007.

ALBERS, H.F. Dentin-Resin Bonding. **Adept Rep.** Santa Rosa v.1, p.33-44, 1990.

ASSIF, D.; GORFIL C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.** v. 71, n. 6, p. 565-7, Jun 1994.

BARKMEIER, W.W.; COOLEY, R.L. Laboratory evaluation of adhesive systems. **Oper. Dent.** v. 5, p. 50-61, 1992.

BITTER, K.; MEYER-LUECKEL, H.; PRIEHN, K.; KANJUPARAMBIL, J. P.; NEUMANN, K.; KIELBASSA, A. M. Effects of luting agent and thermocycling on bond strengths to root canal dentine. **International Endodontic Journal.**, v.39, n. 10, p. 809-818, 2006.

BOUILLAGUET, S.; TROESCH, S., WATAHA, J.C.; KREJCI, I.; MEYER, J.M.; PASHLEY, D.H. Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. **Dent Mater.**, v. 19, n.3,p. 199-205, May 2003.

BRAGA, R.R; FERRACANE, J.L. Contraction stress related to degree of conversion and reaction kinetics. **J Dent Res.** v. 81, n.2, p.114-118, Feb 2002.

BURKE, F.J.T.; McCAUGHEY, A.D. The four generation of dentin bonding. **Am. J. Dent**, San Antonio, v.8, n.2, p. 88-92, Apr. 1995.

CAMPOS, M.I.C; CAMPOS C.N.; VITRAL R.W. F. O uso de dentes bovinos como substitutos de dentes humanos em pesquisas odontológicas: uma revisão da literatura. **Pesq Bras Odontoped Clin Integr.**, v.8, n. 1, p. 127-132, Jan/Abr. 2008

CANTORO, A.; GORACCI, C.; PAPACCHINI, F.; MAZZITELLI, C.; FADDA, G.M.; FERRARI, M. Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-adhesive resin cement. **Dent Mat.**, v. 24, n. 5, p. 577-583, 2007.

CARVALHO, R.M.; PEGORARO, T.A.; TAY, F.R.; PEGORARO, L.F.; SILVA, N.R.; PASHLEY, D.H. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. **J Dent.**, v. 32, n. 1, p. 55-65, 2004.

CARVALHO, R.M.; PEREIRA, J.C.; YOSHIYAMA, M.; PASHLEY, D.H. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. **Oper Dent.** v.21, n.1, p. 17-24, Jan-Feb 1996.

CEBALLOS, L.; GARRIDO, M.A.; FUENTES, V.; RODRIGUEZ, J. Mechanical characterization of resin cements used for luting fiber posts by nanoindentation. **Dent Mater.**, Jan. 2006.

CHAN, F.W.; HARCOURT, J.K.; BROCKHURST, P.J. The effect of post adaptation in the root canal on retention of posts cemented with various cements. *Aust Dent J.*, v. 38, n.1, p. 39-45, Feb. 1993

CHEONG, C.; KING, N.M.; PASHLEY, D.H.; FERRARI, M.; TOLEDANO, M.; TAY, F.R. Incompatibility of selfetch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. **Oper Dent.**, v. 28, n. 6, p. 747-55, 2003.

CHERSONI, S.; ACQUAVIVA, G.L.; PRATI, C.; FERRARI, M.; GRANDINI, S.; PASHLEY, D.H.; TAY, F.R. In vivo fluid movement through dentin adhesives in endodontically treated teeth. **J Dent Res.** v. 84, n. 3, p. 223-7, 2005.

CONCEIÇÃO, E.N.; CONCEIÇÃO, A.B.;BRAZ, R. Pinos intra-radiculares diretos. In: CONCEIÇÃO, E.N. et al. **Restaurações estéticas**: compósitos, cerâmicas e implantes. Porto alegre: Artes Médicas, 2005. cap. 7, p. 175-196.

CURY, A.H.; GORACCI, C.; DE LIMA NAVARRO, M.F.; CARVALHO, R.M.; SADEK, F.T.; TAY, F.R. Effect of hygroscopic expansion on the push-out resistance of glass ionomer-based cements used for the luting of glass fiber posts. **J Endod.**, v. 32, n. 6, p. 537-40, Jun. 2006.

DE MUNCK, J.; VARGAS, M.; VAN LANDUYT, K.; HIKITA, K.; LAMBRECHTS, P.; MEERBEEK, B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. **Dent Mat.**, v. 20, n.10, p. 963-71, 2004.

DE MUNCK, J.; VAN LANDUYT, K.; PEUMANS, M.; POITEVIN, A.; LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. **J Dent Res.**, v.84, n.2, p. 118-32, 2005.

DIAZ-ARNOLD, A.M.; VARGAS, M.A.; HASELTON, D.R. Current status of luting agents for fixed prosthodontics. **J Prosthet Dent.**, v.81, n. 2, p. 135-41, Feb 1999.

DIEGOLI, N.M.; SINHORETI, M.A.C.; CORRER SOBRINHO, L.; CONSANI, S.; GOES, M.F. Avaliação in vitro da resistência ao cisalhamento de sistemas de união à dentina. **ABO Nac.** São Paulo, v.12, n.2, Abr/Maio 2004.

ERICKSON, R.L. Surface interactions of dentin adhesive materials. **Oper. Dent.** Seattle, Suppl. 5, p.81-94, 1992.

FERRARI, M.; MANNOCCI, F.; VICHI, A.; CAGIDIACO, M.C.; MJOR, I.A. Bonding to root canal: structural characteristics of the substrate. **Am J Dent.**, v. 13, n.5, p. 255-60, 2000a.

FERRARI, M.; VICHI, A.; MANNOCCI, F.; MASON, P.N. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. **Am J Dent.**, v. 13, May 2000b.

FERNANDES, A.S.; SHETTY, S.; COUTINHO, I. Factors determining post selection: a literature review. **J Prosthet Dent.**, v.90, n.6, p. 556-62, Dec. 2003.

FREEDMAN, G.; GOLDSTEP, F. Fifth generation bonding systems: state of the art in adhesive dentistry. **J. Can. Dent. Assoc.** Ottawa, v. 63, n.6, p.439-443, June 1997.

FRENO, J.P. JR. Guidelines for using posts in the restoration of endodontically treated teeth. **Gen Dent.**, v.46, n.5, p. 474-9, Sep-Oct 1998.

FUSAYAMA, T.; NAKAMURA, M.; KUROSAKI, N.; IWAKU, M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restoration resin. **J Dent Res.**, v. 58, n. 4, p. 1364-1370, 1979.

GAUTHIER, M.A.; STANGEL, I.; ELLIS, T.H.; ZHU, X.X. Oxygen inhibition in dental resins. **J Dent Res.**, v. 84, n.8, p. 725-9, 2005.

GORACCI, C. The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements. **Eur. J. Oral Sci.**, v. 112, n. 4, p. 353-361, Aug. 2004.

GONDO, R. **Influência da técnica de cimentação adesiva intraradicular na resistência ao cisalhamento de pinos de fibra de vidro.** 2005. 121f. Tese (Doutorado em Odontologia) Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis.

GUTMANN, J.L. The dentin-root complex: anatomic and biologic considerations in restoring endodontically treated teeth. **J Prosthet Dent.**, v.67, n. 4, p. 458-67, Apr 1992.

HOFMANN, N.; PAPSTHART, G.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Comparison of photoactivation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. **J Oral Rehabil.**, v. 28, n.11, p. 1022-8, Nov 2001.

IKEMURA, K.; ENDO, T. Effect on adhesion of new polymerization initiator systems comprising 5-monosubstituted barbituric acids, aromatic sulfinate amides, and tert-butyl peroxy maleic acid in dental adhesive resin. **J Applied Polymer Sci.**, v. 72, n.13, p. 1655-68, 1999.

JOYNT RB, DAVIS EL, WIECKZKOWSKI GJ, YU XY. Dentin bonding agents and the smear layer. **Oper Dent.**, v. 16, n. 5, p. 186-91, 1991.

KANCA III, J. Resin Bonding to wet substrate. I Bonding to dentin. **Quintessence Int.**, Berlin, v.23, n.1, p.39-41, 1992.

KECECI, A.D.; KAYA, U.; ADANIR, N. Micro push-out bond strengths of four fiber-reinforced composite post systems and 2 luting materials. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.**, v. 105, n.1, p. 121-128, 2008.

KOUPIS, N.S.; VERCRUYSSSE, C.W.; MARKS, L.A.; MARTENS, L.C.; VERBEECK, R.M. Curing depth of (polyacid-modified) composite resins determined by scraping and a penetrometer. **Dent Mater.**, v.20, n.10, p. 908-14, Dec 2004.

KUMBULOGLU, O.; LASSILA, L.V.J.; USER, A.; VALLITTU, P.K. A study of the physical and chemical properties of four resin composites luting cements. **Int J Prosthodont.**, v. 17, n.3, p. 357-63, 2004.

KURTZ, J.S. Bond strength of tooth-colored posts. Effect of sealer, dentin adhesive and root region. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 16, p.31-36, 2003.

LASSILA, L.V.; TANNER, J.; LE BELL, A.M.; NARVA, K.; VALLITTU, P.K. Flexural properties of fiber reinforced root canal posts. **Dent Mater.**, v.20, n.1, p. 29-36, 2004.

MANNOCCI F, PILECKI P, BERTELLI E, WATSON TF. Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin. **Dent Mater.**, v. 20, n. 3, p. 293-6, 2004.

MONTICELLI, F. Clínic behavior of translucent-fiber posts: a 2-year prospective study. **Int. J. Prosthodont**, Lombard, v. 16, n. 6, p. 593-596, Nov/Dec. 2003.

MORGANO SM. Restoration of pulpless teeth: application of traditional principles in present and future contexts. **J Prosthet Dent.**, v.75, n.4, p. 375-80, Apr 1996.

MORRIS, M.D.; LEE, K.W.; AGEE, K.A.; BOUILLAGUET, S.; PASHLEY, D.H. Effects of sodium hypochlorite and RC-prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. **J Endod.**, v. 27, n.12, p.753-7, Dec 2001.

MUSANJE, L.; DARVELL, B.W. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. **Dent Mater.**, v.19, n. 6, p. 531-41, 2003.

NAKABAYASHI, N.; PASHLEY, D.H. Hibridization of dental hard tissues. **Quintessence**, p.37-56, 2000.

NAUMANN, M.; PREUSS, A.; FRANKENBERGER, R. Reinforcement effect of adhesively luted fiber reinforced composite versus titanium posts. **Dent Mater.**, v. 4, Feb. 2006.

ORTENGREN, U.; WELLENDORF, H.; KARLSSON, S.; RUYTER, I.E. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. **J Oral Rehabil.**, v.28, n.12, p. 1106-15, Dec 2001.

PATIERNO, J.M.; RUEGGEBERG, F.A.; ANDERSON, R.W.; WELLER, R.N.; PASHLEY, D.H. Push-out strength and SEM evaluation of resin composite bonded to internal cervical dentin. **Endod Dent Traumatol.**, v.12, n.5, p. 227-236, Oct 1996.

PERDIGÃO, J.; BARATIERI, L.N.; LOPES, M. Laboratory Evaluation and Clinical Application of a New One-Bottle Adhesive, **J. Esthet. Dent.**, Filadélfia, v.11, n.1, p.23-35, 1999.

PERDIGAO J, GOMES G, LEE IK. The effect of silane on the bond strengths of fiber posts. **Dent Mater.**, v. 22, n. 8, p. 752-8, 2006.

PEST, L.B.; CAVALLI, G.; BERTANI, P.; GAGLIANI, M. Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations. **Dent Mater.**, v. 18, n. 8, p. 596-602, 2002.

PFEIFER, C.; SHIH, D.; BRAGA, R.R. Compatibility of dental adhesives and dual-cure cements. **Am J Dent.**, v. 16, n.4, p. 235-8, 2003.

ROBERTS, H.W.; LEONARD, D.L.; VANDEWALLE, K.S.; COHEN, M.E.; CHARLTON, D.G. The effect of a translucent post on resin composite depth of cure. **Dent Mater.**, v.20, n.7, p.617-22, 2004.

RADOVIC, I.; MONTICELLI, F.; GORACCI, C.; VULICEVIC, Z.R.; FERRARI, M. Self adhesive resin cements: a literature review. **J. Adhes Dent.**, v.10, n.4, p. 251-258, 2008.

ROLF, K.C.; PARKER, M.W.; PELLEU, G.B. Stress analysis of five prefabricated endodontic dowel designs: a Photoelastic Study. **Oper Dent.**, v.7, n.3, p. 86-92, May/Jun 1992.

ROSA, B.T.; PERDIGÃO, J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. **Quintessence Int**, Berlim, v. 31, n. 5, p. 353-358, May 2000.

SANARES, A.M.; ITTHAGARUN, A.; KING, N.M.; TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. **Dent Mater.**, v. 17, n. 6, p. 542-56, 2001.

SANO, H.; SHONO, T.; SONODA, H.; TAKATSU, T.; CUCCHI, B.; CARVALHO, R.M.; PASHLEY, D.H. Relationship between surface area for adhesion tensile Bond strength – Evaluation of a micro-tensile bond test. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v. 10, p. 236-40, 1995.

SAHAFI, A.; PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E.; GOTFREDSEN, K. Retention and failure morphology of prefabricated posts. **Int J Prosthodont.**, v.17, n.3, p.307-12, 2004.

SCHILKE, R.; LISSON, J.A.; BAUSS, O.; GEURTSSEN, W. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. **Arch Oral Biol.**, v.45, n.5, p. 355-61, May 2000.

SILVA, A.L.F. ; CASSELLI, D. S.M.; AMBROSANO, G.M.B.; MARTINS, L.R.M. Effect of the Adhesive Application Mode and Fiber Post Translucency on the Push-out Bond Strength to Dentin. **Journal of Endodontics**, v. 33, n.9, p.1078- 1081, Sep. 2007.

SUH, B.I.; FENG, L.; PASHLEY, D.H.; TAY, F.R. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part III. Effect of acidic resin monomers. **J Adhes Dent.**, v. 5, n. 4, p. 267-82, 2003.

STANSBURY, J.W.; DICKENS, S.H. Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. **Dent Mater.**, v. 17, n. 1, p. 71-9, 2001.

SWIFT, E.J.J.R.; PERDIGÃO, J.; COMBE, E.C.; SIMPSON, C.H.III.; NUNES, M.F. Effects of restorative and adhesive curing methods on dentin bond strengths. **Am J Dent.**, v. 14, n. 3, p. 137-40, Jun. 2001.

TAY, F.R.; PASHLEY, D.H. Have dentin adhesives become too hydrophilic? **J Can Dent Assoc.**, v. 69, n.11, p. 726-31, 2003.

TAY, F.R.; GWINNET, A.T.; PANG, K.M.; WEI, S.H. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 75, n.4, p.1034-1044, Apr. 1996.

TAY, F.R.; LOUSHINE, R.J.; LAMBRECHTS, P.; WELLER, R.N.; PASHLEY, D.H. Geometric factors affecting dentin bonding in root canals: a theoretical modeling approach. **J Endod.**, v. 31, n.8, p. 584-9, Aug 2005.

TAY, F.R.; KING, N.M.; SUH, B.I.; PASHLEY, D.H. Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. **J Adhes Dent.**, v. 3, n.3, p. 207-25, 2001.

TAY, F.R.; PASHLEY, D.H.; GARCIA-GODOY, F.; YIU, C.K. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. **Am J Dent.**, v. 17, n.5, p.315-22, 2004.

TAY, F.R.; PASHLEY, D.H.; SUH, B.I.; CARVALHO, R.M.; ITTHAGARUN, A. Single-step adhesives are permeable membranes. **Journal of Dentistry.**, v.30, n.7-8,p. 371-382, 2002.

WATTS, D.C. Reaction kinetics and mechanics in photo-polymerised networks. **Dent Mater.**, v. 21, n.1, p. 27-35, 2005.

WANG, V.J.J.; CHEN, Y.M.; YIP, K.H.K.; SMALES, R.J.; MENG, Q.F.; CHEN, L. Effect of two fiber post types and two luting cement systems on regional post retention using the push-out test. **Dent. Mat.**, v. 24, n.3 , p. 372-377, 2008.

YIU, C.K.; KING, N.M.; CARRILHO, M.R.; SAURO, S.; RUEGGEBERG, F.A.; PRATI, C. Effect of resin hydrophilicity and temperature on water sorption of dental adhesive resins. **Biomaterials.**, v. 27, n.9, p. 1695-1703, Mar 2006.

YOLDAS, O.; ALAÇAM, T. Microhardness of composites in simulated root canals cured with light transmitting posts and glass-fiber reinforced composite posts. **J Endod.**, v. 31, n. 2, p. 104-6, 2005.

ZICARI, F.; COUTHINO, E.; DE MUNCK,J.; POITEVIN, A.; SCOTTI, R.; NAERT, I.; MEERBEEK, B.V. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. **Dent. Mat.**, v.24, n.7, p. 967-977, 2008.

Anexo

ANEXO

Valores obtidos no ensaio de cisalhamento por extrusão em MPa e Kgf e área dos corpos de prova.

GRUPO	DENTE	TERÇO	ÁREA	KGF/ MM ²	MPa
1	1	C1	5,41	1,33	13,03
1	1	C2	5,81	1,24	12,15
1	1	C3	4,77	1,03	10,09
1	1	M1	5,56	0,85	8,33
1	1	M2	4,44	1,06	10,38
1	1	M3	4,53	0,82	8,03
1	1	A1	4,34	1,43	14,01
1	1	A2	4,37	1,58	15,48
1	1	A3	3,79	0,77	7,54
1	2	C1	5,48	1,50	14,70
1	2	C2	4,65	1,66	16,27
1	2	C3	5,14	1,75	17,15
1	2	M1	3,94	1,47	14,41
1	2	M2	4,32	1,99	19,50
1	2	M3	5,27	1,80	17,64
1	2	A1	3,93	1,81	17,74
1	2	A2	3,79	1,93	18,91
1	2	A3	3,45	1,62	15,88
1	3	C1	4,96	1,35	13,23
1	3	C2	5,10	1,27	12,45
1	3	C3	4,95	0,63	6,17
1	3	M1	4,32	0,60	5,88
1	3	M2	4,37	0,76	7,45

1	3	M3	3,93	0,79	7,74
1	3	A1	3,79	0,66	6,47
1	3	A2	3,79	1,03	10,09
1	3	A3	3,31	0,94	9,21
1	4	C1	5,48	1,53	14,99
1	4	C2	5,36	1,59	15,58
1	4	C3	4,95	1,84	18,03
1	4	M1	4,66	1,82	17,84
1	4	M2	4,63	1,40	13,72
1	4	M3	4,04	1,46	14,31
1	4	A1	3,98	0,78	7,64
1	4	A2	4,03	0,72	7,06
1	4	A3	3,93	1,04	10,19
1	5	C1	6,20	1,97	19,31
1	5	C2	5,81	1,70	16,66
1	5	C3	5,99	1,97	19,31
1	5	M1	5,51	1,81	17,74
1	5	M2	4,88	1,60	15,68
1	5	M3	5,11	2,29	22,44
1	5	A1	4,44	1,69	16,56
1	5	A2	4,61	0,91	8,92
1	5	A3	4,27	0,96	9,41
2	1	C1	5,15	1,36	13,33
2	1	C2	5,36	1,77	17,35
2	1	C3	4,95	0,63	6,17
2	1	M1	4,75	1,49	14,60
2	1	M2	4,6	0,72	7,06

2	1	M3	4,31	0,0	0,00
2	1	A1	4,24	0,71	6,96
2	1	A2	3,98	0,28	2,74
2	1	A3	4,27	0,0	0,00
2	2	C1	5,28	1,38	13,52
2	2	C2	5,29	1,04	10,19
2	2	C3	4,83	1,16	11,37
2	2	M1	5,04	1,11	10,88
2	2	M2	5,6	0,73	7,15
2	2	M3	4,31	0,90	8,82
2	2	A1	4,19	0,41	4,02
2	2	A2	3,69	1,06	10,39
2	2	A3	3,74	0,96	9,41
2	3	C1	5,28	0,25	2,45
2	3	C2	5,10	1,20	11,76
2	3	C3	5,07	1,36	13,33
2	3	M1	4,98	1,31	12,84
2	3	M2	4,67	0,28	2,74
2	3	M3	4,26	0,28	2,74
2	3	A1	4,39	1,14	11,17
2	3	A2	3,74	1,34	13,13
2	3	A3	5,04	1,67	16,37
2	4	C1	5,15	0,41	4,02
2	4	C2	5,36	0,45	4,41
2	4	C3	5,14	0,62	6,08
2	4	M1	4,75	0,51	5,00
2	4	M2	4,44	0,92	9,02

2	4	M3	4,21	0,97	9,51
2	4	A1	4,24	0,0	0,00
2	4	A2	4,03	0,0	0,00
2	4	A3	4,60	0,0	0,00
2	5	C1	5,15	0,29	2,84
2	5	C2	5,10	0,25	2,45
2	5	C3	5,01	0,0	0,00
2	5	M1	4,58	0,0	0,00
2	5	M2	4,99	0,0	0,00
2	5	M3	4,21	0,0	0,00
2	5	A1	4,51	0,44	4,31
2	5	A2	3,83	0,26	2,55
2	5	A3	3,98	1,66	16,27
3	1	C1	4,37	0,46	4,51
3	1	C2	5,29	0,59	5,78
3	1	C3	5,32	0,34	3,33
3	1	M1	4,40	1,36	13,33
3	1	M2	4,82	0,56	5,49
3	1	M3	4,37	0,0	0,00
3	1	A1	4,09	0,0	0,00
3	1	A2	4,27	0,42	4,12
3	1	A3	3,93	0,99	9,70
3	2	C1	5,02	9,0	17,54
3	2	C2	5,42	10,4	18,82
3	2	C3	5,01	10,2	19,99
3	2	M1	4,64	2,8	5,88
3	2	M2	4,82	2,5	5,10

3	2	M3	4,15	1,4	3,33
3	2	A1	4,89	7,8	15,68
3	2	A2	3,45	4,7	13,33
3	2	A3	4,65	7,8	16,46
3	3	C1	5,22	1,13	11,07
3	3	C2	5,23	1,17	11,47
3	3	C3	5,99	1,34	13,13
3	3	M1	5,27	1,42	13,92
3	3	M2	4,26	1,36	13,33
3	3	M3	4,26	1,67	16,37
3	3	A1	4,19	1,43	14,01
3	3	A2	3,88	1,49	14,60
3	3	A3	3,98	0,58	5,68
3	4	C1	5,22	1,51	14,80
3	4	C2	5,16	1,69	16,56
3	4	C3	5,14	1,75	17,15
3	4	M1	4,75	0,67	6,57
3	4	M2	4,55	0,37	3,63
3	4	M3	4,21	0,48	4,70
3	4	A1	4,14	0,0	0,00
3	4	A2	3,88	0,0	0,00
3	4	A3	4,03	0,0	0,00
3	5	C1	4,70	1,43	14,01
3	5	C2	4,97	1,63	15,97
3	5	C3	5,81	0,34	3,33
3	5	M1	3,94	0,38	3,72
3	5	M2	5,43	0,24	2,35

3	5	M3	4,79	0,31	3,04
3	5	A1	3,68	0,30	2,94
3	5	A2	4,08	0,25	2,45
3	5	A3	4,60	0,37	3,63
4	1	C1	5,28	0,55	5,39
4	1	C2	4,19	1,24	12,15
4	1	C3	5,26	0,44	4,31
4	1	M1	5,62	0,44	4,31
4	1	M2	4,99	0	0,00
4	1	M3	4,79	0,27	2,65
4	1	A1	4,39	0,46	4,51
4	1	A2	4,42	1,52	14,90
4	1	A3	-	-	-
4	2	C1	5,61	0,23	2,25
4	2	C2	6,00	0,80	7,84
4	2	C3	5,44	0,40	3,92
4	2	M1	5,45	0,44	4,31
4	2	M2	4,38	0	0,00
4	2	M3	5,86	0	0,00
4	2	A1	-	-	-
4	2	A2	4,51	0	0,00
4	2	A3	5,13	0,21	2,06
4	3	C1	5,22	0,42	4,12
4	3	C2	6,20	1,53	14,99
4	3	C3	4,59	1,63	15,97
4	3	M1	5,45	1,58	15,48
4	3	M2	4,88	1,02	10,00

4	3	M3	5,22	1,10	10,78
4	3	A1	4,54	0,95	9,31
4	3	A2	4,95	1,03	10,09
4	3	A3	4,03	0,69	6,76
4	4	C1	5,55	0,52	5,10
4	4	C2	6,07	0,64	6,27
4	4	C3	5,75	0,70	6,86
4	4	M1	5,27	1,14	11,17
4	4	M2	4,32	1,13	11,07
4	4	M3	5,43	1,42	13,92
4	4	A1	4,14	0,65	6,37
4	4	A2	4,17	0,31	3,04
4	4	A3	4,60	1,89	18,52
4	5	C1	,35	1,40	13,72
4	5	C2	6,46	1,27	12,45
4	5	C3	4,46	1,05	10,29
4	5	M1	5,85	0,67	6,57
4	5	M2	5,82	0,70	6,86
4	5	M3	4,05	0,47	4,61
4	5	A1	4,79	0,63	6,17
4	5	A2	4,47	0,74	7,25
4	5	A3	4,27	0,87	8,53

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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