



**MINISTÉRIO DE EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

MABEL MILUSKA SUCA SALAS

“Influência da viscosidade do condicionador ácido na dentina radicular sobre a resistência de união de um sistema de cimentação adesivo. Avaliação por teste de *push-out* e MEV”

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Pelotas, sob a orientação do Prof. Jorge Antonio Saldivar Bocangel, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração: Dentística Restauradora para obtenção do título de Mestre em Odontologia

**PELOTAS
Rio Grande do Sul - Brasil
Junho de 2005**

**MINISTÉRIO DE EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DE PELOTAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**

MABEL MILUSKA SUCA SALAS

“Influência da viscosidade do condicionador ácido na dentina radicular sobre a resistência de união de um (sistema de cimentação adesivo) adesivo. Avaliação por teste de *push-out* e MEV”

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Pelotas, sob a orientação do Prof. Jorge Antonio Saldivar Bocangel, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração: Dentística Restauradora para obtenção do título de Mestre em Odontologia

**PELOTAS
Rio Grande do Sul - Brasil
Junho de 2005**

“Há realidades que dificilmente poderão ser conferidas pela ciência ou pelas deduções da razão pura... O cinto de ferro da verdade que vos considerais de invariável os mantém cegos num círculo vicioso. Tecnicamente pode se ter razão nos fatos, no entanto estar sempre errados na verdade...”

(Jesus-Cristo, ano 34 -DC, Cavalo de Trolha III, JJ. Benítez)

“Decídme es bueno el amor a la verdad?...En ese caso es preciso que el hombre crezca en un mundo donde el error este presente y la falsedad sea una cotidiana compañera...”

(Jesús-Cristo, ano 34-DC, Caballo de Troya III, J.J. Benítez)

AGRADECIMENTOS

Ao nosso *ABBÁ* e ao meu primeiro e único MESTRE, que sempre me acompanham, sempre me dão uma palavra de apoio, em todos os meus dias, indicando sempre o caminho certo a tomar mesmo não sendo as vezes aquele que agente quer seguir, e sempre nos permitindo eleger o caminho do nosso destino final...

Aos meus pais e aos meus irmãozinhos amados: Julio, Yolanda, Julio Jr. E Andrei, que sempre estão me apoiando, em todas as decisões que tomo mesmo sabendo que a maioria delas me levam longe deles, mas eles sempre estão me acompanhando nos dias bons naqueles ruins vivendo a minha vida de perto, estejam presentes fisicamente ou não mais sempre com os seus corações ligados ao meu ...

A toda minha grande querida família, que são também pais, irmãos e filhos e que também sempre estão comigo me apoiando e torcendo por mim: mamá Angelita, Blanca, Mema, Cruza, Chata, Juan, Yuri, Jose Luis, Leyla, Ale, Kati, Raul Jr, Raul, Armida, Albina, Jose, Silvia, Macarena, Poldy, Manuel, Felicitas, Aos Meus Bebes Que Adoro: Josecito, Tiancito, Danielita, Juan Martincito, Francisquito, Katita, Flavita.

Ao Flavio, que não só soube ser amigo, orientador, professor, se não que fez as vezes de pai, me ensinando, se preocupando por mim, me ajudando sempre, me agüentando! o que ele fez por mim, tudo o que eu aprendi, sempre ficara no meu coração e na minha mente, tatuado sem chance de ser esquecido, eu admiro ele muito!

Àqueles que além de grandes amigos, são grandes pessoas e verdadeiros orientadores: Jorge, Evandro, porque tudo o que eu fiz foi graças a eles, aos seus ensinamentos, obrigada pela paciência!

Aos meus “novos” super amigos e colegas: Josi, Sinval, Adri, Tiago, Rodrigo, Rafael, Dani, Max, Rita, Fabio, Sandra, Fran, Camila, Antonio, Fabio,; que sempre estiveram comigo desde que eu cheguei, me ajudaram em tudo e graças a eles consegui fazer alguma coisa, amigos que admiro e quero para valer e que nunca vou esquecer!

Ao Cassio meu amigo querido que adoro e colega de início de destino e vida! e ao Johnny, sempre me apoiaram indiretamente com a sua disposição e as suas torcidas por mim!! a sua amizade foi e será mais que importante!! assim como ao Alex, Emi, João, Laura, Carlos, Beto, Renzo, Leticia, Henrique, Nihad, Gaby, Sônia, que adoro e sempre estiveram presentes!

Aos meus outros irmãos: Diani, Paola, Carol, Rani, China, Rochi, Jorge, Renzo, Borrego, Pablo, Xiomy, Sandra, Chato, Mache, Brenda,; que também sempre estão perto de mim, me animando, torcendo por mim mesmo estando longe!

Ao Steve, por acreditar sempre em mim desde a graduação, sempre me deu uma palavra de animo quando a precisava, me animando a continuar especialmente naqueles momentos difíceis, mesmo à distância ou alguns desencontros não deixaram nos separarmos, o seu apoio foi crucial!

Aos professores dos quais eu aprendi muito, e aqueles funcionários que foram sempre amáveis e serviços comigo.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao professor Lourenço Sobrinho por sempre ter se mostrado disposto à me ajuda e ter permitido a realização do teste mecânico nos laboratórios de materiais dentários da FOP- UNICAMP.

A Sarita por ter permitido e ter me acompanhado durante a utilização do MEV no IPEN- dentro do campus da USP.

Ao Marcos por ter me ajudado em tudo durante o meu trabalho na FOP sempre com boa disposição

Ao professor Francisco Burkett Delpino pela ajuda incondicional de uma parte laboratorial da pesquisa.

Ao professor Amauri Machado pela grande ajuda e guia incondicional.

À Angelus e Dentsply por terem proporcionado parte do material utilizado na pesquisa.

A todas aquelas pessoas que ajudaram de alguma forma à realização do trabalho.

LISTA DE ABREVIATURAS, NOMENCLATURA E SÍMBOLOS

°C- graus Celsius

μm . micrômetro

A - aumento

A. área interfacial

A. apical

C. cervical

cm^2 - centímetro quadrado

cp. corpos de prova.

Fig. figura

FO-UNICAMP- Universidade de Campinas, Faculdade de Piracicaba

g- geratriz

g. gramas

Gl. graus de liberdade

h. altura

h.- hora

IPEN- Instituto de pesquisa nuclear

Kg: Kilograma

Kgf.- quilograma força

M.- médio

m.- minuto

mm- milímetro

mm^2 - milímetro quadrado

MPa - megapascal

mW/cm^2 - miliwatts por centímetro quadrado

n- tamanho da amostra

N - newtons

Qm. - média do quadrado

r. - radio

rpm- rotações por minuto

s. - segundo

T.- temperatura

UFPel- Universidade Federal de Pelotas

VA.- voltagem de aceleração

SUMÁRIO

Lista de Tabelas	11
Lista de Figuras	12
Resumo	17
Abstract	19
INTRODUÇÃO	21
REVISÃO DE LITERATURA	25
1. Pinos de fibra	27
2. Condicionamento ácido	29
3. Cimentos endodônticos	31
4. Agente cimentante: cimentos resinosos	32
5. Considerações anatômicas	34
6. Teste mecânico de “ <i>push out</i> ” ou ensaio de extrusão	35
PROPOSIÇÃO	38
MATERIAL E MÉTODOS	39
1. Material	39
2. Metodologia	43
2.1. Seleção, limpeza e obtenção dos dentes	43
2.2. Grupos experimentais	44
2.3. Tratamento endodôntico	45
2.4. Preparo dos canais	46
2.5. Tratamento dos pinos	47
2.6. Cimentação	48
2.7. Ensaio de extrusão	51
2.8. Avaliação do mecanismo de adesão: MEV	55
RESULTADOS TESTE DE EXTRUSÃO	57

RESULTADOS DA ANÁLISE DO MEV	63
DISCUSSÃO	81
CONCLUSÕES	92
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
ANEXOS	

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. descrição do pino	39
Tabela 2: descrição dos cimentos endodônticos.	40
Tabela 3: descrição sistema adesivo- agente cimentante	41
Tabela 4: descrição dos ácidos	42
Tabela 5: média e desvio padrão das tensões (MPa)	57
Tabela 6: análise de variância referente às tensões nos três terços	58
Tabela 7: teste de <i>Post hoc</i> para comparação por terços	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: classificação dos pinos, de acordo com a composição	27
Figura 2: Rx de dentes sem presença de cárie (A, B, C)	43
Figura 3: A: mesa de coordenadas	46
B: seqüência endodontia	46
Figura 4: A: confecção do preparo para o pino	46
B: confecção do preparo fixado em cera	16
Figura 5: A: tratamento com silano	47
B: cobertura com adesivo	47
C, D: fotopolimerização	47
Figura 6: A: secagem com ponta de papel	48
B: condicionamento com ácido fosfórico gel	48
C: condicionamento com ácido fosfórico líquido	48
Figura 7: A: pasta base e pasta catalisadora A2	49
B: matriz de acrílico	49
C: mistura das pastas	49
Figura 8: A: inclusão do cimento resinoso com lentulo	50
B: aparelho de fotoativação XL2000(3MESPE)	50
C: pino cimentado sem polimerizar	50
D: fotopolimerização	50
E: pino cimentado fotopolimerizado	50
Figura 9: inclusão da amostra em resina de polietileno seqüência A, B, C, D, E	51
Figura 10: A: amostra fixada	52
B: corte vertical	52
C: disco obtido	52

Figura 11: seqüência de acabamento: A, B, C	52
Figura 12: A: Instron	53
B: disco virado acima da matriz	53
C: aplicação da ponta	53
D: disco depois de realizado teste	53
E: pino deslocado com superfície virada	53
Figura 13: A: desenho esquemático correspondente a secção interna do cp (paredes radiculares) figura geométrica de um tronco de cone circular reto de bases paralelas	53
B: figura geométrica (triângulo)	53
Figura 14: A-B: seqüência de corte vertical	55
C-D: cortes transversais lixados	55
E: politriz metalográfica	55
Figura 15: fratura Teste <i>push-out</i> . Grupo 1:151C	71
Figura 16: grupo 1 terço coronário: grupo 1B eugenol com gel	71
Figura 17: interface 1 terço coronário	71
Figura 18: grupo 1 terço apical	71
Figura 19: grupo 1 terço apical(1)	71
Figura 20: grupo 1 terço apical(2)	71
Figura 21: interface 1 terço apical	71
Figura 22: fratura Teste <i>push-out</i> . Grupo 2: 402A	71
Figura 23: fratura Teste <i>push-out</i> . Grupo 2: 402A(1)	72
Figura 24: fratura Teste <i>push-out</i> . Grupo 2: 402A(2)	72
Figura 25: grupo 2 terço coronário	72
Figura 26: grupo 2 terço coronário (1)	72
Figura 27: grupo 2 terço coronário (2)	72
Figura 28: interface 2 terço coronário(1)	72
Figura 29: interface 2 terço coronário(2)	72
Figura 30: interface 2 terço coronário(3) elétrons retro-espalhados.	72
Figura 31: interface 2 terço coronário(4) elétrons retro-espalhados	73
Figura 32: interface 2 terço coronário(5) elétrons retro-espalhados	73
Figura 33: interface 2 terço coronário(6) elétrons retro-espalhados	73
Figura 34: interface 2 terço coronário, elétrons retro-espalhados	73

Figura 35: grupo 2 terço médio	73
Figura 36: interface 2 terço médio	73
Figura 37: interface 2 terço médio(1)	73
Figura 38: interface 2 terço médio (2)	73
Figura 39: interface 2 terço médio (3)	74
Figura 40: interface 2 terço médio (4) elétrons retro-espalhados	74
Figura 41: interface 2 terço médio(5)	74
Figura 42: interface 2 terço médio (6)	74
Figura 43: grupo 2 apical	74
Figura 44: grupo 2 terço apical (2)	74
Figura 45: grupo 2 terço apical (1)	74
Figura 46: interface 2 terço apical(2)	74
Figura 47: fratura por teste <i>push-out</i> . Grupo 3: 651A	75
Figura 48: interface 3 terço coronário(1) elétrons retro-espalhados	75
Figura 49: interface 3 terço coronário(1) elétrons retro-espalhados	75
Figura 50: interface 3 terço médio	75
Figura 51: interface 3 terço médio(1)	75
Figura 52: interface 3 terço médio	75
Figura 53: interface 3	75
Figura 54: interface 3 (1)	75
Figura 55: interface 3 terço apical	76
Figura 56: fratura Teste <i>push-out</i> . Grupo 4: 69A1M	76
Figura 57: fratura Teste <i>push-out</i> . Grupo 4: 69A1M	76
Figura 58: grupo 4 formação <i>tag</i> coronário	76
Figura 59: grupo 4 <i>smear plug</i>	76
Figura 60: interface 4 terço coronário, elétrons retro-espalhados	76
Figura 61: interface 4 terço médio (2) elétrons retro-espalhados	76
Figura 62: interface 4 terço médio (2)	76
Figura 63: interface 4 terço médio (1) elétrons retro-espalhados	77
Figura 64: interface 4 terço médio (1)	77
Figura 65: interface 4 terço médio elétrons retro-espalhados	77
Figura 66: interface 4 terço médio (1)	77
Figura 67: interface 4 terço médio (1)	77

Figura 68: interface 4 terço apical (5)	77
Figura 69: interface 4 terço apical, elétrons retro-espalhados.	77
Figura 70: interface 4 terço apical, elétrons retro-espalhados	77
Figura 71: cimento carga 2 (1)	78
Figura 72: cimento carga 2	78
Figura 73: cimento carga, elétrons retro-espalhados	78
Figura 74: guta 4 carga (1)	78
Figura 75: guta 4 carga (2)	78
Figura 76: guta 4 carga	78
Figura 77: guta 4 carga (3)	78
Figura 78: guta-percha 2	78
Figura 79: guta-percha 2 (1)	79
Figura 80: guta-percha 2 (2)	79
Figura 81: pinos 4 fibras(1)	79
Figura 82: pinos 4 fibras	79
Figura 83: 691M tamanho	79
Figura 84: suspeita fibras	79
Figura 85: fibras de pino	79
Gráfico 1: média de tensões	58
Gráfico 2: médias de cimentos e controles fixando ácidos terço cervical	61
Gráfico 3: médias de cimentos e controles fixando ácidos terço médio	61
Gráfico 4: médias de cimentos e controles fixando ácidos terço apical	62

RESUMO

Actualmente diversos tipos de alternativas para restaurar dentes submetidos a tratamento endodôntico são propostos, dentre estes, sistemas adesivos resinosos cimentantes para uso endodôntico e pinos de fibra. No entanto as características inerentes apresentadas por estes materiais e as diversas variáveis presentes em nível radicular os fazem sensíveis a falhas.

O objetivo deste trabalho foi avaliar a influência do tipo de cimento endodôntico e da viscosidade do ácido sobre a resistência de união de um sistema adesivo utilizando pinos de fibra de vidro, mediante o teste *push-out* e *MEV* em três níveis radiculares: cervical, médio e apical.

Foram selecionados 104 dentes uniradiculares sem cárie, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos. Os dentes foram desinfetados em cloramina 0,5% e armazenados em água destilada a 5°C. Os tratamentos endodônticos foram padronizados com a técnica *step-back*, obturando-se com Ahplus ou com Endofill. Os preparos para os pinos foram de 11mm padronizando os instrumentos. O condicionamento com o ácido fosfórico a 37%, em gel ou em líquido, foi realizado em ambos grupos. Os pinos de vidro foram seccionados em 11 mm,, silanizados, cobertos com duas camadas de Prime&bond 2.1 misturado previamente com o ativador de autopolimerização. O cimento resinoso Enforce (Dentsply) foi misturado e aplicado no canal utilizando lentulo. O pino era inserido e aplicava-se uma força padronizada de 5kg durante 10 min e sendo polimerizados por 40 seg, e armazenados por 24 horas a 37°C, incluídos em resina de polietileno, cortados em 6 discos transversais de 1,5mm e lixados. O teste de *push-out* foi com uma velocidade de 0,5 mm/min, a ponta ativa cilíndrica plana (0,9 mm de diâmetro) era aplicada no centro do pino. A carga máxima foi convertida em MPa.. As diferenças entre os grupos foram determinadas mediante a análise de variância de ANOVA de três critérios, teste de Post Hoc ($p < 0,05$). De acordo com a análise de fratura foram observadas diferenças nos três terços estudados particularmente no terço apical. Segundo a análise de fratura, foram observados quatro padrões diferentes de fraturas. Todas as variáveis testadas influenciaram significativamente a

resistência de união. A região cervical produziu geralmente menores valores de união, quando era utilizado o ácido em gel. Por outro lado, quando era utilizado o ácido em líquido os valores de resistência aumentavam, podendo-se concluir que a utilização de ácido fosfórico 37% em líquido permite uma maior penetração do adesivo no canal radicular produzindo um aumento da resistência de união na dentina radicular, particularmente no terço apical.

Palavras chaves: condicionamento ácido, cimentos endodônticos, dentina intracanal, cimentos resinosos, pinos de fibra.

ABSTRACT

Actually different alternatives to restored teeth with endodontical treatment are propose, otherwise with the advented of adhesive systems their use as luting endodontical cements and bonding resin cement for fiber posts are common. However the inherent characteristics behavior of these materials and the different variances presented at root canal, turns them sensible to failure.

The aime of the study was to evaluated: a) the influence of two luting cements: containing eugenol (Endofill) and containing resin materials (Ahplus) on dentin bonding strength using *push-out* test at cervical, medium and apical root dentin regions, using two different 37% phosphoric acid viscosities: gel and liquid: b) the effect of the total-etching acid process on the pattern observed of the conditioned dentine substrate, c) Characterize the dentinal surface at different root regions d) Classify the fracture patterns between the substrate and the resin cement at three root regions. One hundred and four uniradicular teeth without caries lesions, extracted by orthodontics or periodontal reasons, with 7mm of diameter and 14mm of length were selected, disinfected in 0,5% chloramine and storage in distillated water at 5°C. Endodontical canal treatments were performed using the *Step-back* technique and obturated with Endofill and AHplus. The preparation of the post space was 11mm depth using standardized rotary instruments. The total-etching with the gel and liquid acid were performed. The fiber posts were marked at the same depth, cuted, dry and silanized. Then two coats of Prime&bond 2,1 previously mixed with the self-cure activator, were applied at the post surface and into de root canal, after 1 minute the post were photocured (halogen light intensity of 450mW). The resin cement was mixed and placed into de canal using a lentuloespiral instrument. The posts were placed and a static force of 5kg for 10 minutes were applied, after words both adhesive and cement were photocured for 40 seconds, storage for 24 h in 37°C, and embedded in a poliestyren resin. Cross-sectional cuts were obtained for the push-out test. The test were performed at a crosshead speed of 0,5mm/min, and a plane

cylindrical point was applied at the post centre. The maxim load was calculated in Mpa. The adhesive area was calculated using a tapered-cone shaped formula. The results were subjected to statistical analysis using a ANOVA test for multiple variables and a Pos Doc test($p < 0,05$) Statistically significant differences were detected between all the evaluated criterias: acids, cements and regions, and when they were inter-relationated between them. It was concluded that the use of 37% of phosphoric acid in a liquid form, allows a better penetration into the root canal, a uniform decalcification, consequently enhancing the bonding strength of the root dentine, particularly at apical region.

Key words: total-etching, luting cements, root dentine, resin cement, endodontic posts.

INTRODUÇÃO

No dia a dia da odontologia, são sugeridos novos materiais, técnicas e métodos de abordagem para as diferentes formas de tratamentos dentais.

O tratamento restaurador comumente está relacionado com a presença de lesões de cárie. Geralmente quando uma lesão é extensa e atinge a polpa, o tratamento de canal é indicado. Esta situação leva a uma grande perda de estrutura dentária, sendo necessário a reconstrução da anatomia e da fisiologia perdida. Com este objetivo, a utilização de pinos intraradiculares para reter a restauração final (DINOTA *et al.*, 2002) poderá ser realizada.

No entanto, há, sem dúvida, considerações a serem tomadas quando se faz a restauração de um dente tratado endodonticamente, na qual a porcentagem de estrutura dental coronária remanescente após tratamento endodôntico é, provavelmente, o fator mais importante a ser considerado (ROBINS, 2002), podendo-se dispensar a utilização do retentor intraradicular se houver uma grande quantidade de estrutura dental remanescente (PONTIUS *et al.*, 2002).

A decisão da utilização de um pino fundido ou um pino pré-fabricado deverá ser feita segundo a necessidade do paciente e tendo em consideração as vantagens e desvantagens de cada sistema. Em decorrência de uma série de vantagens inerentes à ergonomia, assim como propriedades físicas e mecânicas (HEYDECKE *et al.*, 2002), os pinos pré-fabricados têm sido constantemente utilizados em substituição dos pinos fundidos, apresentando-se no mercado em diferentes tipos, materiais, desenhos, comprimentos e diâmetros (GRANDINI *et al.*, 2002). Assim, é importante a avaliação das variáveis que interferem na retenção como: o comprimento, o desenho do pino, a forma do canal e a sua preparação, o agente cimentante, o método de cimentação e a localização do dente na arcada (STOCKTON *et al.*, 1999).

Por outro lado, considerando o tipo de sistema, os pinos de fibra são as alternativas mais recentemente introduzidas no mercado. Estes podem ser encontrados em fibra de carbono e fibra de vidro. Tem sido sugerido que os pinos intracanaís de fibra possuem similar módulo de elasticidade ao da dentina radicular, o que resultaria em uma melhor distribuição

de tensões ao longo do comprimento do pino (PONTIUS *et al.*, 2002). Estes pinos permitem boa adesão com agentes cimentantes resinosos e não requerem tratamento de superfície como os pinos cerâmicos (FERNANDES *et al.*, 2003). Precisam de altos valores de carga para fraturar (OTTL *et al.*, 2002), e apresentam uma alta resistência flexural (DRUMMOND, 2000). Por estes materiais apresentarem componentes resinosos na sua estrutura, tem sido sugerido uma melhor interação entre eles e os sistemas resinosos indicados como cimentantes. Assim, os sistemas resinosos utilizados apresentam muitas vantagens, pois podem agir como agentes cimentantes de pinos e como restaurador de núcleo (BOSCHIAN PEST *et al.*, 2002).

Estudos *in vitro* têm demonstrado para os cimentos resinosos altos valores de resistência de união e melhor selamento na interfase dente-restauração (BOTT *et al.*, 2003) tanto para os cimentos duais (CHANG *et al.*, 2003), como para os cimentos resinosos autopolimerizáveis (KITASATO *et al.*, 2001; STEWARD *et al.*, 2002; MITCHELL *et al.*, 2000; JOHNSON *et al.*, 2004), assim como alta resistência flexural e alta rigidez, acidez inicial baixa e radiopacidade adequada, porém por serem em geral menos viscosos, eles produzem alta contração de polimerização, diminuindo as forças de adesão e adaptação entre a restauração e o dente (HAHN *et al.*, 2001)

Os cimentos de dupla ativação, devido à característica de possuírem um iniciador químico e um fotoiniciador, são indicados em situações clínicas onde há dificuldade de disponibilidade de luz para fotoativação. Assim, quando a camada de resina ou cerâmica é maior de 3 mm é recomendada a sua utilização. No entanto, estes cimentos apresentam diversas desvantagens. Avaliações têm demonstrado não atingir os critérios como “cimentos para todo propósito” (CAUGHMAN *et al.*, 2001), conseqüentemente apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento que seja ideal para todas as situações clínicas (ROSENSTIEL *et al.*, 1998).

A utilização de uma técnica adequada, que inclua o controle da umidade e a remoção de contaminantes, é um ponto importante a ser considerado, sendo a realização de um pré-tratamento à cimentação, ou seja, condicionamento ácido, em combinação com adesivo, um passo importante que permite o aumento das forças de adesão (EL ZOHAIRY *et al.*, 2003; BOSCHIAN *et al.*, 2002). Tradicionalmente o condicionador ácido é o ácido fosfórico aplicado em gel, assim alguns estudos demonstraram que a diferença entre viscosidades, sejam géis ou líquidos, não interferem nos valores de resistência de união mantendo os mesmos padrões de condicionamento (TITLEY *et al.*, 1995). Já o condicionamento ácido em dentina tem se demonstrado melhor quando o ácido pode se difundir em direção dos túbulos dentinários (MARSHALL *et al.*, 1993). Assim, o estudo de BITTER *et al.*, 2004 indicou que

uma melhor e maior infiltração do adesivo na dentina radicular seria permitida após o condicionamento ácido total com ácido fosfórico.

No entanto, a formação da camada híbrida e de *tags* ao nível de dentina radicular, no terço apical apresenta-se com espessura significativamente menor, quando comparado aos terços coronário e médio (FERRARI *et al.*, 2000 BOSCHIAN *et al.*, 2002) o qual contraria as expectativas sobre este nível radicular já que devido à existência de variações regionais a partir da diferente distribuição dos túbulos dentinários radiculares desde o terço coronário, médio até o terço apical (FERRARI *et al.*, 2000) e a maior densidade nos terços médio e apical, uma maior resistência à tensão já tem sido demonstrada (MANOCCI *et al.*, 2004).

Assim, a presença de “*smear layer*” ou remanescente de material seja pó dentinário, restos do cimento, óleo etc., produzidos durante o tratamento endodôntico, pode interferir na adesão do agente cimentante resinoso utilizado (HAGGE *et al.*, 2002). Por outro lado, é discutido se a presença do eugenol na composição do cimento endodôntico pode vir a interferir na adesão do agente cimentante utilizado para a cimentação de pinos intracanaís (GANSS *et al.*, 1998; SCHATZWARTZ *et al.*, 1998; BOONE *et al.*, 2001; HAGGE *et al.*, 2002, SOUZA *et al.*, 2000)

A obtenção de uma adequada camada de cimento que permita a resistência do conjunto ao requerimento mecânico ao qual será submetido depende de uma série de fatores tais como o ângulo de conicidade do pino, da superfície rugosa do pino e do canal, da espessura do cimento (NERGIZ *et al.*, 2002), a área da superfície de contato e a distribuição uniforme do cimento resinoso-adesivo com a parede radicular (DRUMMOND, 2000; BOSCHIAN, 2002). Quando falhas da adesão acontecem geralmente são encontradas na interfase agente cimentante e dentina radicular, enquanto que as maiores forças de adesão estão localizadas na interface cimento-pino e no terço coronário (BOSCHIAN *et al.*, 2002).

Já é conhecida a existência de incompatibilidade a partir da inativação dos iniciadores de polimerização quando são utilizados adesivos com cimentos autopolimerizáveis. Não obstante a quantidade de falhas entre cimentos duais e fotopolimerizáveis que utilizam adesivos de passos simplificados é também comum, sendo estas também relacionadas com falha a partir da maior permeabilidade destes adesivos, reduzindo a estabilidade hidrolítica da resina, promovendo a degradação (TAY *et al.*, 2004) quando são utilizados os compósitos de autopolimerização ou compósito de fotopolimerização ativado mediante o método de luz retardada levando ao deslocamento ou ruptura da adesão (TAY *et al.*, 2004).

Por outro lado, a contração de polimerização em nível radicular é um problema devido à camada delgada de cimento resinoso que permanece entre o pino e as paredes do canal. O

fator C resultante desta situação apresenta-se extremamente desfavorável, dado o confinamento de cimento dentro do canal radicular (BOUILLAGUET *et al.*, 2003) neste caso cimentos com presa lenta reduzem as tensões na interface de adesão, liberando tensões de polimerização.

Apesar dos problemas inerentes aos compósitos, uma eficiência maior é demonstrada quando é realizada sua associação com materiais com componentes resinosos, assim ainda o maior problema encontrado é sem dúvida, a dinâmica de união entre sistema adesivo e o substrato dentinário. Por este motivo diversos testes laboratoriais que determinam a resistência e valores de retenção são propostos e constantemente avaliados (SANO *et al.*, 1994 YOSHIKAWA *et al.*, 1998, PEST *et al.*, 2002, GORACCI *et al.*, 2005) Os resultados destes testes visam a aplicabilidade ou uma maior compreensão da realidade clínica. Assim, diante destes aspectos avaliados este trabalho tem como objetivo a utilização de um teste mecânico para avaliar uma proposta nova que inclui uma viscosidade diferente de ácido fosfórico utilizado em preparos com pinos intraradiculares.

REVISÃO DE LITERATURA

Quando se faz a restauração de um dente tratado endodônticamente, há sem dúvida, considerações a serem tomadas. Acreditava-se que com a remoção do órgão pulpar, a dentina radicular destes dentes, perderia a sua resistência quando comparados a dentes vitais. Diversos estudos indicaram que a resistência diminuiria em torno de 10%, porcentagem considerada desprezível. (PACHECO & CONCEIÇÃO, 2002). A porcentagem de estrutura dental coronária remanescente após tratamento endodôntico é, provavelmente, o fator mais importante a ser considerado (ROBINS, 2002). Se houver uma grande quantidade de estrutura dental remanescente, o tratamento restaurador poderá dispensar a utilização de pino intraradicular (PONTIUS *et al.*, 2002).

Dentro dos parâmetros a ser analisado no diagnóstico e na seleção de um adequado tratamento em dentes desvitalizados, temos o desempenho ou a função do dente na arcada, o tipo de dente e a quantidade de forças que recebem. A avaliação destes parâmetros é importante antes de decidir o tipo de restauração que será feita num dente com tratamento endodôntico.

Tradicionalmente, a utilização de pinos intra-radulares tem sido proposta como alternativa de restauração dos dentes tratados endodonticamente. Acreditava-se que um pino intra-radicular funcionava como um reforço da raiz, porém, este conceito não é mais aceito, tendo em vista que diversos estudos não confirmaram essa teoria, demonstrando ao contrário, que o preparo radicular para colocação destes pinos enfraquecem mais a raiz (DINOTA *et al.*, 2002) diminuindo a resistência à fratura e distribuição de forças (HEYDECKE *et al.*, 2001). A função de um pino seria a de reter o material de preenchimento, sendo os mesmos, indicados quando há uma inadequada quantidade de estrutura dental remanescente para reter o núcleo da restauração final (MORGANO, 1996), assim, é necessária uma margem de 2mm de anel na coroa protética até o núcleo para um dente com pino intracanal ter maior resistência à fratura (PILO *et al.*, 2002). Respeitando a espessura, um mínimo de 1 mm de dentina radicular,

aumenta também a resistência à fratura, assim a espessura da dentina é diretamente relacionada com a resistência do remanescente dentinário ao redor do pino intra-radicular (MARCHI *et al.*, 2003).

Em decorrência de uma série de vantagens, tais como: não preparo do remanescente, diminuindo assim a perda de remoção de estrutura radicular sadia, menor quantidade de passos clínicos sem envolvimento do laboratório, menor tempo de tratamento (HEYDECKE *et al.*, 2002), maior facilidade de uso, melhores propriedades estéticas, de alguns deles apresentarem módulo de elasticidade mais próximo ao da dentina; os pinos pré-fabricados têm sido constantemente utilizados em substituição dos pinos fundidos. Estes pinos pré-fabricados apresentam-se em diferentes tipos, diferentes materiais, diversos desenhos, com variabilidade nos comprimentos e diâmetros, sendo possível o seu corte e adaptação, se forem necessário, mantendo superfícies regulares (GRANDINI *et al.*, 2002)

Estudos laboratoriais têm investigado a retenção de diferentes sistemas de pinos, e dentro das variáveis relatadas que interferem na retenção estão o comprimento, o desenho do pino, a forma do canal e a sua preparação, o agente cimentante, o método de cimentação e a localização do dente na arcada (STOCKTON *et al.*, 1999)

Pinos mais longos produzem maior retenção, porém o aumento do diâmetro produz mínimo aumento na retenção do pino (COONEY *et al.*, 1986). A remoção excessiva das paredes dentinárias, aumentando o diâmetro do pino, enfraquece significativamente a estrutura dental remanescente (BURGESS *et al.*, 1992). Por tanto, pinos mais longos são preferíveis aos pinos curtos (FUZZ *et al.*, 2001). O comprimento mínimo requerido deve ser pelo menos igual à coroa clínica (OTTL *et al.*, 1999). Pinos cimentados aos $\frac{3}{4}$ de comprimento da raiz, apresentam maior resistência à flexão e rigidez (LEARY *et al.*, 1987). Por outro lado, se os pinos intra-radulares alcançarem o terço médio apical do canal radicular, tensões funcionais e para-funcionais são transmitidos desde o pino, normalmente mais rígido do que a dentina radicular, até uma área desta mais resistente à tensão do que na parte coronal, reduzindo o risco de fratura. Infelizmente nem sempre é possível, já que preparo para o pino tende diminuir a espessura das paredes dentinárias e esta recomendação leva a uma proximidade com o ápice radicular, aumentando assim o risco de perfurações neste nível (MANOCCI *et al.*, 2004)

Quanto à forma do pino, o pino cônico apresenta a forma mais semelhante ao do canal radicular (WEINE *et al.*, 1991), no entanto, o desenho paralelo apresenta maior retenção e maior resistência à fratura que aquele com desenho cônico (SORENSEN *et al.*, 1990). Pinos paralelos sem terminação cônica são mais retentivos que os pinos paralelos com terminação

cônica (COONEY *et al.*, 1986). Entretanto, o formato paralelo implica na necessidade de maior desgaste da estrutura dental, como a necessidade de modificação do formato do canal para a adaptação do pino (WEINE *et al.*, 1991). Adicionalmente, a adaptação dos pinos fica prejudicada pelo fato do canal ter formato cônico, com secção elíptica (STOCKTON, 1999).

Quanto à forma de retenção, os pinos lisos são menos retentivos que os pinos parafusos, serrilhados ou com fendas (WEINE *et al.*, 1991). Os pinos parafusos produzem maiores forças de tensão na raiz (ROSS *et al.*, 1991), já os pinos paralelos com fendas ou sulcos apresentam menos tensão de refluxo pela liberação do agente cimentante, sendo que os pinos cônicos não geram esta tensão (TRABERT *et al.*, 1989).

Por outro lado, análises demonstraram que a forma do pino outorga pequena variação nos locais de tensão máxima por tração, mas que o material do pino representa uma variável importante. As regiões onde existe concentração de tensões por compressão são na dentina do terço cervical no lado palatino do dente e na interface dentina-pino (DE CASTRO ALBUQUERQUE *et al.*, 2003; HOLMES *et al.*, 1996)

No mercado podem-se encontrar:

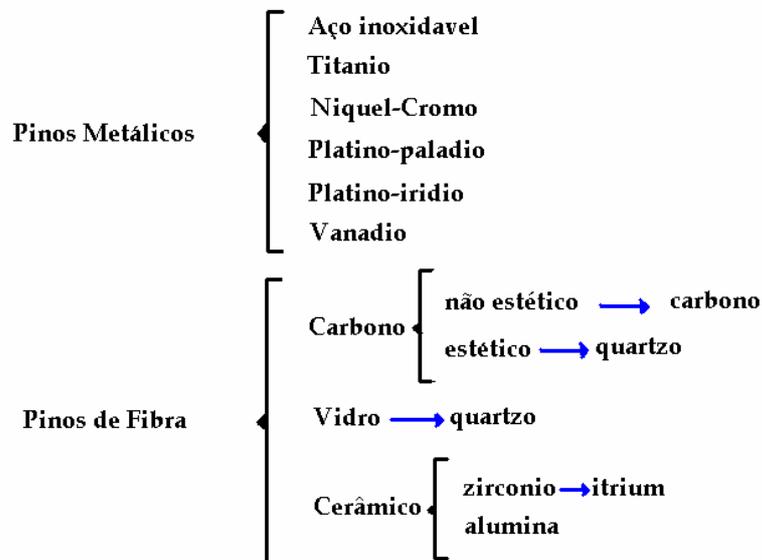


FIGURA 1. Classificação dos pinos, de acordo com a composição

1. Pinos de Fibra

Em relação aos pinos de fibra, estes podem ser encontrados em fibra de carbono e fibra de vidro. Tem sido sugerido que os pinos intracanaís de fibra possuem similar módulo de elasticidade ao da dentina radicular, o que resultaria em uma melhor distribuição de tensões ao longo do comprimento do pino (PONTIUS *et al.*, 2002). Estes pinos permitem boa adesão com agentes cimentantes resinosos e não requerem tratamento de superfície como os

pinos cerâmicos (FERNANDES *et al.*, 2003). Precisam de altos valores de carga para fraturar (OTTLE *et al.*, 2002), assim como resistência flexural, que diminui quando submetidos a termociclagem devido à modificação da matriz resinosa, às fibras ou à diferença do coeficiente de expansão entre elas (DRUMMOND, 2000). Uma vantagem em relação aos pinos metálicos é que raramente é encontrada fratura radicular em dentes com pinos estéticos, pois os pinos de fibra deslocam-se, saindo da raiz sem fraturá-la, facilitando uma nova colocação (FERRARI *et al.*, 2000). O paralelismo das fibras, incluídas na matriz resinosa, (DRUMMOND *et al.*, 2000) dentro da sua estrutura, ajudam a guiar as brocas e pontas diamantadas utilizadas durante a remoção, eliminando ou diminuindo o risco a fratura (De RIJK *et al.*, 2000)

Os pinos de fibra de carbono não estéticos, constituídos por fibras de carbono incluídas em cerca de 62% em peso de matriz resinosa, têm sido indicados em estudos clínicos pois apresentam menor quantidade de falhas às apresentadas com os pinos metálicos (HEDLUND *et al.*, 2003), sendo estas na maioria por lesões apicais e por deslocamento (FERRARI *et al.*, 2000). No entanto, no estudo de GLAZER, (2000) de avaliação do tempo de sobrevivência de restaurações com pinos de carbono, encontrou-se que esta é menor nos pré-molares do que nos dentes anteriores; sugerindo que a utilização dos pinos de carbono nos pré-molares, especialmente inferiores, poderia estar relacionada com maior proporção de falha e menor longevidade.

Do mesmo jeito os pinos de carbono estéticos, cobertos com fibras de quartzo, têm sido indicados por precisarem de maiores cargas para fraturar a raiz, quando comparados com os pinos metálicos e os cerâmicos. (OTTLE *et al.*, 1999)

Já os pinos de fibra de vidro são encontrados dentro de uma matriz resinosa epóxica, são os mais translúcidos entre os pinos de fibra, o que permitiria uma melhor transmissão da luz (DE CASTRO ALBUQUERQUE *et al.*, 2003). Quanto ao material de confecção, os pinos de fibra de quartzo apresentam maior resistência à fratura comparados com os pinos de titânio; com fraturas favoráveis, que permitem o re-tratamento e re-utilização (AKKAYAN *et al.*, 2002). Estes tipos de pino são estéticos, apresentam compatibilidade com a flexibilidade do dente (QUALTROUGH & MANOCCI, 2003), de relativa fácil remoção se for necessário, dependendo da técnica utilizada (ABBOTT, 2002) e não apresentam corrosão. Por outro lado, a maior desvantagem, comum aos pinos de fibra, é a radiopacidade consideravelmente baixa quando comparada à radiopacidade dos pinos metálicos, mesmo sob o olho treinado, a radiopacidade dos pinos de fibra os fazem de difícil identificação radiográfica, embora os pinos de carbono com quartzo ou com fibra de zircônio apresentam radiopacidade quase

adequada e podem ser reconhecidas quando comparadas com pinos de fibra de carbono ou somente com fibras de quartzo, a recomendação da utilização de um agente cimentante radiopaco dando visibilidade a linha do preparo, tem sido postulada (FINGER *et al.*, 2002)

2. Condicionamento ácido

De uma forma geral, “*smear layer*” ou remanescente de material seja pó dentinário, restos do cimento, óleo etc., produzidos durante o tratamento dental, pode interferir na adesão do agente cimentante resinoso utilizado (HAGGE *et al.*, 2002). Esta “*smear layer*”, assim denominada por BOYLE (1963) e conceituada por ICK *et al.*, (1970) como o filme orgânico que contém partículas de tamanhos diversos, partículas que incluem matriz de colágeno, partículas inorgânicas do dente, saliva sangue e bactérias (SHULEIN *et al.*, 1988), foi adquirindo maior importância, visto que, no nível radicular este remanescente inclui restos pulpares, guta-percha, cimento endodôntico, pó dentinário, não se apresentando diferenças do tipo de “*smear layer*” nos três terços radiculares (GAMBARINI *et al.*, 2002).

Desde a recomendação da utilização do ácido fosfórico pelo BUONOCUORE *et al.*, (1955) como um método que aumentaria as forças de união permitindo a adesão entre os materiais resinosos e a superfície de esmalte, devido à limpeza química, que permitia o contato entre a resina e o esmalte a partir da exposição da rede inorgânica do esmalte, pela remoção do pó produzido durante o preparo da restauração, assim como aumento da área de superfície e o seu maior molhamento, eram especuladas. A eliminação ou remoção da “*smear layer*” permite a obtenção de união entre o esmalte e resina mostrando os centros do esmalte dissolvidos, assim como, outros padrões de condicionamento preferencial das periferias dos prismas ou de uma combinação de ambos (BUONOCUORE *et al.*, 1955).

O esmalte condicionado possui uma alta energia superficial, resultando em uma maior penetração da resina nas microporosidades formadas, promovendo uma união mecânica, assim no caso o líquido intermediário ou o adesivo não molhe a superfície do aderente esta adesão seria desprezível (ANUSAVICE, 1998). O condicionamento ácido permitiu o aumento da resistência de união do material resinoso no esmalte, assim posteriormente o condicionamento ácido em nível de dentina foi tentado, não se obtendo o mesmo aumento observado no esmalte (BUONOCUORE *et al.*, 1956), porém um estudo *in vivo* demonstrou que o condicionamento ácido em dentina permitia também o aumento da resistência de união obtendo-se altos valores de adesão, quando comparados com outros materiais (FUSAYAMA *et al.*, 1979) Este primeiro achado demonstrou que a técnica de condicionamento ácido era

adequada tanto para a dentina como para o esmalte, promovendo o aparecimento de diversas substâncias ácidas e técnicas de condicionamento, sendo atualmente o ácido fosfórico o mais comumente utilizado. Este foi testado em diferentes concentrações e tempos, desde a inicial de 50% durante 1 min (BUONOCUORE *et al.*, 1955; BRÄNNSTRÖM *et al.*, 1977), até a concentração de 37% proposta por NORDENVALL *et al.*, (1980), a qual não apresentou diferenças quando comparados condicionamentos de 1 e 2 min, tempos de condicionamento logo diminuídos por RETIEF *et al.*, (1992) durante 20 s, e 15 s, proposta por GWINETT & KANCA, (1992) e KANCA III & SANDRIK, (1998). Assim a concentração a 37% por 15 segundos é a mais comumente utilizada sendo que alguns achados têm indicado não existir diferenças entre concentrações menores (10%) quando comparadas aquelas de 37% não se apresentando entre ambas nenhuma diferença morfológica aparente (PERDIGÃO *et al.*, 1996; GILPATRICK *et al.*, 1996) sem prejudicar a estrutura condicionada e permitindo forças de união adequadas. Concentrações maiores, a 50%, resultam na formação de monocalciofosfato monoidrato na superfície do esmalte, composto que inibe a dissolução contínua. Ao contrário do que poderia se pensar, altas concentrações e maiores tempos de condicionamento na dentina diminui a permeabilidade causando toxicidade pulpar (HAMID *et al.*, 1996) e diminuição das forças de adesão, embora maiores espessuras de camada híbrida estejam presentes nestes casos (PIOCH *et al.*, 1998).

Por outro lado, a utilização do ácido fosfórico na forma de gel é generalizada para assim possibilitar o controle da área de aplicação, o qual não aconteceria em apresentações com viscosidades menores, tornando-as, em nível coronário difíceis de serem manipuladas. Numa situação clínica é praticamente impossível para certos tipos de cavidades, particularmente, dificultando o controle da superfície onde este será aplicado. Assim, enquanto uma maior viscosidade permite que o material não escoe promovendo um maior controle de aplicação uma menor viscosidade permite um maior molhamento e um menor ângulo de contato mais próximo ao zero (CRAIG, 1996), sendo estas diferenças as mais importantes, pois já tem sido demonstrado que a diferença entre viscosidades, sejam géis ou líquidos, não interferem nos valores de resistência de união mantendo os padrões de condicionamento (BAHARAV *et al.*, 1988; TITLEY *et al.*, 1995). Estes géis geralmente são feitos pela adição de sílica coloidal ou esferas poliméricas no ácido sendo que esta concentração de sílica na composição de 5% ou 10% comparadas a soluções líquidas, tem sido indicada por não interferir no que diz respeito às forças de adesão (UNO & FINGER, 1995; UNO & FINGER, 1995; PERDIGÃO *et al.*, 1994, PERDIGÃO *et al.*, 2001), embora um estudo sugerisse que estas esferas de sílica interferiram na adesão, nenhuma conclusão

definitiva sobre o tema ainda tem sido demonstrada (MCGUCKING & POWERS, 1994).

3. Cimentos endodônticos

Trabalhos discutem se a presença do eugenol na composição do cimento endodôntico pode vir a interferir na adesão do agente cimentante utilizado para a cimentação de pinos intracanaís. Alguns autores afirmam que o eugenol existente nos cimentos endodônticos não representa um obstáculo ao processo de união dos agentes cimentantes resinosos, pois estes agiram do mesmo jeito quando foram utilizados cimentos com hidróxido de cálcio ou a base de resina, concluindo que a composição dos cimentos endodônticos não influencia nas forças de resistência de união e sim o remanescente de material endodôntico que permanece aderido às paredes do canal radicular (GANSS *et al.*, 1998; SCHTWARZ *et al.*, 1998; BOONE *et al.*, 2001; HAGGE *et al.*, 2002), assim a sua remoção pode melhorar o selamento dentinário. Com este fim, estudos têm recomendado a utilização do hipoclorito de sódio e EDTA como irrigantes, durante o preparo endodôntico prévio ao condicionamento ácido (GOLDMAN *et al.*, 1984; SERAFINO *et al.*, 2004). Assim, o condicionamento ácido tem sido indicado ser mais importante do que a composição do cimento endodôntico ou cimento provisório utilizado (SOUZA *et al.*, 2000)

No estudo de MANOCCI *et al.*, (2001) observou-se a influência dos cimentos endodônticos com eugenol e cimentos sem eugenol na adesão, encontrando que não existiram diferenças no que respeita a microinfiltração quando utilizado um cimento endodôntico com eugenol ou sem eugenol. No entanto, COHEN *et al.*, (2002) avaliando a força de compressão e a força de tensão diametral de um cimento endodôntico com eugenol e de um outro resinoso durante a utilização de um compósito, encontrou que o grupo em contato direto com uma gota de eugenol no compósito antes de ser fotopolimerizado, não desenvolveu a sua reação de pressa normal, porém os grupos que receberam só o vapor destes cimentos endodônticos não apresentaram diferenças significativas quando submetidos aos testes, achados similares foram obtidos pelo NGOH *et al.*, (2001), recomendando o emprego de materiais sem eugenol para prevenir qualquer problema de diminuição da resistência de união.

4. Agente Cimentante: Cimentos resinosos

Os sistemas adesivos podem ser utilizados como selante do espaço endodôntico, como material de preenchimento, ou como agente de cimentação dos pinos no canal em combinação

com cimentos resinosos apropriados (FERRARI *et al.*, 2000).

As resinas utilizadas como cimentos resinosos apresentam muitas vantagens, pois podem agir como agentes cimentantes de pinos e como restaurador de núcleo (BOSCHIAN PEST *et al.*, 2002).

A adaptação e adesão do agente cimentante e a dentina são importantes quando é utilizada uma restauração indireta ou um pino intracanal, estes agentes devem manter a integridade para poder transferir as tensões das coroas ou restaurações ao dente equilibradamente (IRIE *et al.*, 2004).

Atualmente, os cimentos resinosos têm sido indicados como material de escolha para a cimentação de pinos pré-fabricados, principalmente por apresentarem maiores valores de resistência de união (GOLMAN *et al.*, 1984; NISSAN *et al.*, 2001).

Estudos *in vitro* comparando a resistência de união de diferentes tipos de cimentos sejam resinosos como ionoméricos, indicaram diferenças significativas, apresentando os cimentos resinosos altos valores de resistência de união e melhores selamentos nas interfaces dentes-restauração (BOTT *et al.*, 2003) tanto para os cimentos duais (CHANG *et al.*, 2003), como para os cimentos resinosos autopolimerizáveis (KITASATO *et al.*, 2001; STEWARD *et al.*, 2002; MITCHELL *et al.*, 2000; JOHNSON *et al.*, 2004), assim como, alta resistência flexural e alta rigidez, acidez inicial baixa e radiopacidade adequada, sendo a etapa de fotopolimerização (no caso dos duais ou de ativação única de luz) necessária (ATTAR *et al.*, 2003). Enquanto a viscosidade do agente cimentante, por ser em geral menos viscoso, produz alta contração de polimerização, diminuindo as forças de adesão e adaptação entre a restauração e o dente, assim, se um espaço grande está presente, a utilização de cimentos de alta viscosidade é recomendada (HAHN *et al.*, 2001)

Os cimentos de dupla ativação, devido à característica de possuírem um iniciador químico e um fotoiniciador, são indicados em situações clínicas onde há dificuldade de disponibilidade de luz para fotoativação. Assim, quando a camada de resina ou cerâmica é maior de 3 mm é recomendada a sua utilização. O estudo de CAUGHMAN *et al.* (2001), avaliou diferentes agentes cimentantes resinosos, seguindo os critérios de cimentos para todo propósito, os achados demonstraram que nenhum dos cimentos duais conseguiu atingir estes critérios, porém apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento que seja ideal para todas as situações clínicas (ROSENSTIEL *et al.*, 1998).

Devido ao fato dos cimentos resinosos apresentarem baixa solubilidade, adesão na dentina, diminuição do efeito de cunha, o seu uso é recomendado (PONTIUS *et al.*, 2002), a

utilização de uma técnica adequada, que inclua o controle da umidade ou remoção de contaminantes, é um ponto importante a ser considerado, sendo assim, a realização de um pré-tratamento à cimentação, ou seja, condicionamento ácido, em combinação com adesivo, torna-se um passo importante que permite o aumento das forças de adesão (EL ZOHAIRY *et al.*, 2003; BOSCHIAN *et al.*, 2002). Já VARELA *et al.*, (2003), encontraram que a utilização de hipoclorito de sódio, depois do condicionamento em preparos para pinos, seguido de um *primer*, aumentou as forças de adesão de um cimento resinoso, observando também uma relação entre forças de adesão e a formação de *tags* e anastomose intertubular.

As forças de adesão dependem, além do ângulo de conicidade do pino e da superfície rugosa do pino e do canal; da espessura do cimento (NERGIZ *et al.*, 2002), assim como, a área da superfície de contato e a distribuição uniforme do cimento resinoso-adesivo com a parede radicular (DRUMMOND, 2000; BOSCHIAN, 2002). Por outro lado, a falta de continuidade e a presença de bolhas na interface do cimento têm sido relacionadas com diminuição da resistência de união (BELLI *et al.* 2001), ao contrário disto, outros achados têm demonstrado que a adesão não estaria influenciada pela presença de bolhas e que esta não interfere na retenção de um pino (BARNABÉ, 2003)

A contração de polimerização é um outro problema especialmente pela presença do cimento resinoso que permanece entre o pino e as paredes do canal. Por outro lado o fator C resultante desta situação apresenta-se extremamente desfavorável obtendo-se altos valores, dado o confinamento de cimento dentro do canal radicular (BOUILLAGUET *et al.*, 2003), assim a utilização de cimentos com prensa lenta reduzem as tensões na interface de adesão, pois isso permite liberar tensões de polimerização.

Quanto à cimentação imediata ou mediata dos pinos intracanaís, estudos como de BOONE *et al.*, (2001) mostram que não existem diferenças entre a cimentação imediata ou posterior à prensa do cimento endodôntico, do pino sugerindo-se que não há contra-indicações para a cimentação imediata de um pino intra-radicular depois da obturação do canal.

Atualmente está se dando uma grande importância à existência de uma incompatibilidade entre os adesivos de passos simplificados com as resinas, tanto autopolimerizáveis como ativadas por luz. Esta incompatibilidade com as resinas autopolimerizáveis foi atribuída à falta de ativação do sistema catalítico redox produzido entre o peróxido e as aminas terciárias nucleofílicas presentes na composição destas resinas devido a presença dos monômeros ácidos como componentes resinosos, os quais formariam complexos CT (transferência de carga) impedindo a geração de radicais livres e resultando

numa polimerização incompleta da resina autopolimerizável (CARVALHO *et al.*, 2004). Este fenômeno foi atribuído a este tipo de resinas acreditando-se que no caso de a resina ser fotopolimerizável, por esta começar a sua polimerização gerando radicais livres a partir da ativação do foto-iniciador, usualmente a canforoquinona, não aconteceria. Por outro lado, estudos demonstraram que a utilização de adesivos de passos simplificados incluindo os autocondicionantes (dois passos) e de passo único em união a cimentos resinosos duais, era comum a presença de falhas na interface da camada híbrida e da camada adesiva (BELLI *et al.* 2001), as quais consistiam na presença de bolhas usualmente em pontos fracos a partir dos quais se estenderiam aumentando de tamanho. Este fenômeno foi observado tanto nos cimentos resinosos de autopolimerização como naqueles de ativação dual, assim como quando foi utilizado o cimento de fotopolimerização com ativação de luz retardada sendo que esta ativação foi após um tempo de 20 s. Por este motivo foi sugerido que além da inativação das aminas terciárias produzida nos compósitos autopolimerizáveis, uma maior permeabilidade da camada híbrida, produzida pela maior porcentagem de monômeros acídicos com grupos funcionais fosfatos na composição da resina seria uma segunda causa desta incompatibilidade, funcionando os adesivos como membranas permeáveis (TAY *et al.*, 2004). Assim, uma concentração de 50% monômeros hidrofílicos acídicos, inativaria totalmente o fotoacelerador amina terciária incluída na resinas de ativação por luz. Contrariamente, a inclusão destes em 10% no cimento autopolimerizável, resulta na completa inativação das aminas terciárias aromáticas nucleofílicas. Porém, um incremento na concentração de componentes resinosos hidrofílicos reduziria a estabilidade hidrolítica da resina, conseqüentemente daria começo a uma hidrólise desta (TAY *et al.*, 2004). Assim, formados estes canais e promovida a permeabilidade à água dos adesivos pelos gradientes de pressão osmótica formados quando os compósitos de autopolimerização ou quando um compósito de fotopolimerização ativado mediante o método de luz retardada e utilizado resulta em transporte de água desde a dentina hidratada, através do adesivo, até a interface adesivo-cimento, interferindo assim com a apropriada união levando ao deslocamento ou ruptura da adesão (TAY *et al.*, 2004). Isto explicaria as falhas encontradas quando utilizados em conjunto adesivos autocondicionantes em combinação com cimentos resinosos de produzirem maior microinfiltração (MANOCCI *et al.*, 2001) e a falta de compatibilidade entre os adesivos de frasco único com os cimentos duais (CARVALHO *et al.*, 2004), influenciando os resultados de resistência de união, contribuindo com o deslocamento das restaurações.

5. Considerações Anatômicas

Já é conhecida a diferença que existe na dentina no que respeita a sua composição, ou seja, menor conteúdo mineral e maior conteúdo orgânico e água (TYLSTRUP, 1999) Por outro lado, soma-se a estas diferenças inatas do substrato às variações regionais existentes nas diferentes profundidades da dentina seja coronária ou radicular.

Na dentina coronária, aquela mais profunda apresenta túbulos de diâmetros maiores, porém maior permeabilidade; assim como, um aumento do número de túbulos dentinários quanto mais próxima à polpa, indicando uma dentina menos sólida (GARBEROGLIO & BRANNSTRONN, 1976), promovendo a diminuição da resistência de união tanto quanto mais profunda seja (TAO & PASHLEY, 1989; OZER *et al.*, 2003) como quando localizada em certas regiões como em nível das cúspides da dentina e nos cornos pulpares e no chão da câmara pulpar (PASHLEY *et al.*, 1993; TOBA *et al.*, 2003; ÖZER *et al.*, 2003) porém, quanto menor o número de túbulos dentinários maior resistência de união é encontrada (SUZUKI & FINGER, 1988).

Assim, a distribuição dos túbulos dentinários da raiz varia em forma decrescente, quanto à sua quantidade e o diâmetro, desde o seu terço coronário, médio até o terço apical, dificultando ainda mais o problema da adesão (FERRARI *et al.*, 2000). No que diz respeito à densidade dos túbulos dentinários, achados demonstraram, que o terço médio e apical apresentam maior densidade, apresentando-se mais resistentes à microtração, apresentando maiores valores das forças de tensão, quando comparado com o terço coronário (MANOCCI *et al.*, 2004). Devido a estas variações as falhas de adesão constantemente são encontradas na interfase agente cimentante e dentina radicular, enquanto que as maiores forças de adesão estão localizadas na interface cimento-pino e no terço coronário (BOSCHIAN *et al.*, 2002), já a formação da camada híbrida e *tags* no terço apical radicular apresenta-se com espessura significativamente menor, quando comparado aos terços coronário e médio (FERRARI *et al.*, 2000 BOSCHIAN *et al.*, 2002). Estes achados poderiam estar em relação com estudos *in vivo*, pois quando o pino desloca clinicamente é observada uma maior quantidade de agente cimentante no pino e no núcleo e não no canal (KING *et al.*, 2003)

6. Teste mecânico de “*push out*” ou ensaio de extrusão

O ensaio de extrusão (“*push-out*”) tem sido indicado por permitir a caracterização do comportamento de interfases, este comportamento se refere à habilidade do material para

resistir às forças dinâmicas sem o perigo de sofrer falhas catastróficas, melhorando a tolerância ao dano ocasionado no sistema. Estas interfases não só afetam as propriedades de resistência como o comportamento de fratura e falha dos compósitos. Assim, o teste permite estabelecer uma relação entre a aplicação de força e o comportamento de falha/fratura da interfase fibra-matriz (CHANDRA *et al.*, 2001 PROKOPENKO & MILEIKO, 2001). A análise tem se baseado em uma proposta simples, considerando que a carga é transferida entre a fibra e a matriz, assim tipicamente é assumido que uma tensão constante agiria como uma tensão *flow* ou de liberação da matriz ou como tensão friccional na interfase (TANDOM & PAGANO, 1998). No caso de compósitos com matrizes resinosas, devido a serem submetidos a baixos níveis de processamento e apresentarem constituintes relativamente elásticos na matriz, o teste de *push-out* permite uma avaliação induzindo menor quantidade de tensões residuais, assim a interpretação do teste para este tipo de material é recomendado (GUICHET *et al.*, 1997). Por outro lado, algumas variáveis têm que ser consideradas como: a indução de tensões residuais, espessura dos discos, a temperatura e a velocidade. (CHANDRA *et al.*, 2001; ZHOU *et al.*, 1999). Diversos estudos têm indicado alguns problemas a partir da realização do teste. Assim, existe uma falha de concentração de tensões encontradas na parte terminal da fibra, este problema ou *end problem* é comum, e é gerado pelo formato cilíndrico circular elástico semi- infinito, o qual libera uma tensão constante sempre próxima no final ou término da interfase. Por outro lado, DOLLAR & STEIF, (1988) demonstraram que as tensões de cisalhamento produzidas com aproximação constante podem sobreestimar a quantidade e a extensão de deslizamento quando a fibra é submetida à compressão, ao contrário, quando ela é submetida à tração as quantidades são subestimadas. Já TANDOM & PAGANO (1998) demonstraram a existência de um efeito na “camada deslocada” como resultado das tensões: axial, radial e de cisalhamento existentes na região adjacente à superfície livre. Isto devido à energia de deformação que é perdida, recomendando-se a análise da extensão do *crack* para avaliação da resistência da interfase utilizando argumentos de balanço-energia.. Uma melhor estabilidade ou redução das instabilidades aumenta a proporção da carga (TSAI & KIM, 1996). O efeito da resistência aumenta quando é aumentada também a velocidade. Dependendo da proporção de carga aplicada e a rugosidade da interfase e da superfície são observadas dois tipos diferentes de respostas: a propagação do *crack* depende da rugosidade da superfície, assim o efeito friccional subsequente não é alterado pela rugosidade da superfície, devido à quantidade pequena de tensão normal produzida durante a fase de deslocamento; e a rugosidade da fibra a qual influencia nos resultados de resistência de união produzidos durante o ensaio de extrusão (ZHOUHUA *et al.*,

2002). Finalmente, foi encontrado que o modelo de extrusão estático utilizado para prever tensões friccionais, seguido de falha catastrófica, é inadequado, visto que, além de apresentar todos os problemas próprios do teste. O coeficiente de fricção poderia ser na superfície adjacente ao invés de durante o deslocamento progressivo, por outro lado, tem sido reconhecido que o deslocamento ou perda de adesão de uma fibra incluída ou “molhada” numa matriz produz um *crack* induzido e subseqüentemente, a fratura da fibra e a extrusão, são fontes de absorção de energia e conseqüentemente resistência do material (TANDON & PAGANO, 1998). Infelizmente, a maioria dos trabalhos tem analisado situações quase estáticas as quais poderiam ser a razão da diferença entre resultados em comparações com outros testes.

Pelo analisado, o desafio da adesão em nível radicular se faz um fator relevante para investigação científica, assim a existência de fatores limitantes para a efetiva integração adesiva dos compósitos com a dentina do canal radicular, devem ser levados em consideração como o difícil acesso à câmara e a canais pulpares; as variações anatômicas próprias da dentina radicular; a formação de lama dentinária, seja durante o preparo endodôntico como durante o preparo para um pino intra-radicular; a provável influência da composição do cimento endodôntico com o agente cimentante; a difícil polimerização dentro de uma cavidade fechada; o tipo de condicionamento ácido que poderia ser incompleto permitindo remanescentes de *smear layer*; ou a influência inerente do sistema de pinos. Dada a importância do tema e frente à quantidade relativamente pequena de informações disponíveis, tornam-se necessários estudos com o objetivo de elucidar estas variáveis para assim, obter melhores estratégias clínicas de tratamentos restauradores intraradiculares.

Hipótese nula: A viscosidade do condicionador ácido terá efeito direto sobre os valores de resistência adesiva do agente cimentante resinoso dependendo do terço radicular estudado.

O tipo de cimento endodôntico utilizado não terá efeito sobre os resultados de resistência adesiva, independente do tipo da viscosidade do condicionador ou do terço estudado

PROPOSIÇÃO

Este trabalho tem como objetivo avaliar:

1. Avaliar a influência dos cimentos endodônticos com ou sem eugenol na sua composição, sobre a resistência de união de um sistema adesivo-resinoso, como cimentante de pinos de fibra de vidro, mediante o teste *push-out* em três níveis radiculares: cervical, médio e apical; quando utilizadas duas consistências de condicionador ácido para remoção da *smear layer*:
 - 1.1. Condicionador ácido gel 37% (Dentsply, Brasil industria e comercio LTDA)
 - 1.2. Condicionador ácido líquido 37%.
2. Avaliar a influência do tipo de condicionamento ácido utilizado para remoção da *smear layer* sobre o padrão de condicionamento do substrato dentinário
3. Avaliar a resistência de união através do ensaio de *push-out* de um pino pré-fabricado aos terços radiculares cervical, médio e apical.
4. Clasificar o padrão de fratura encontrado entre o substrato e o agente cimentante resinoso após o ensaio de *push-out* mediante microscopia eletrônica de varredura em três níveis: cervical, médio e porção apical.

MATERIAL E MÉTODOS

1. **Material.** Para a realização desta pesquisa, foram empregados:

1.1. Sistema de pino.

TABELA 1. Descrição do pino.

Pino para uso intra-radicular	Marca Comercial	Módulo de elasticidade-Young (Gpa)	de Formato	Dimensões	
				Comprimento (mm)	Diâmetro (mm)
Refortpost Vidro	Fibra de Angelus	Aproximado de 18-24 Gpa	Paralelo-cônico	20	n.2: 1,3

* Sistema da Angelus que apresenta sistema de Brocas para o preparo do canal, tipo Largo N° 4.

1.2. Tratamento dos Canais.

- a. Limas tipo K-files séries 15-40 e 45-80 (Dentsply, Maillefer Brasil indústria e comércio LTDA)
- b. Brocas Gates Glidden n. 2, 3, 4(Dentsply, Brasil indústria e comércio LTDA)
- c. Espaçadores (Dentsply, Maillefer Brasil indústria e comércio LTDA)
- d. Cones de Guta-percha série 45-80 e acessórios (Dentsply, Maillefer Brasil indústria e comércio LTDA)
- e. Cones de Papel série 45-80 (Dentsply, Maillefer Brasil indústria e comércio LTDA)
- f. Cimentos endodônticos:

TABELA 2: Descrição dos cimentos endodônticos.

Nome comercial	Composição	Marca comercial
AHplus	<p>(*)<i>Pasta A</i> (epóxica): resinas epóxicas (Éter de diglicidil-bisfenol), tungstato de cálcio, óxido de zircônio, sílica, pigmentos de óxidos de ferro.</p> <p>(*)<i>Pasta B</i> (amina): amina 1-adamantana, N, N-dibenzil-5-oxanonandiamina-1, 9, TCD-diamina, , tungstato de cálcio, óxido de zircônio, sílica, óleo de silicone.</p>	<p>Dentsply, Detrey GmgH D-78467 Konstanz Germany (lote 0408000142)</p>
Endofill	<p><i>Pó</i>: óxido de zinco, resina hidrogenada, subcarbonato de bismuto, sulfato de bário, borato de sódio</p> <p><i>Líquido</i>: eugenol e óleo de amêndoas doces</p>	<p>Dentsply, Brasil industria e comercio LTDA (lote 3163)</p>

* Composições segundo o fabricante Dentsply De Trey, Konstanz, Germany

1.3. Sistema adesivo e agente cimentante

TABELA 3: Descrição sistema adesivo- agente cimentante

Nome comercial	Composição (*)	Marca comercial
Enforce com Flúor	<i>Pasta Base Matizada:</i> TEGDMA**, BDMA**, vidro de alumínio e bário silanizado, sílica pirolítica silanizada, canforoquinona, EDAB**, BHT**, pigmentos minerais, DHEPT**.	Dentsply, Brasil indústria e comércio LTDA
	<i>Pasta Catalizadora:</i> Dióxido de titânio, sílica pirolítica silanizada, pigmento mineral, resina Bis-GMA**, BHT, EDAB, TEGDMA, peróxido de benzoíla.	
Prime&Bond 2.1	Resinas dimetacrilato elastoméricos, penta, fotoiniciadores, estabilizadores, hidrofluoretos de cetilamina e acetona	Dentsply, Brasil indústria e comércio LTDA
Self cure activator	Sulfinato de sódio aromático, (iniciador de autopolimerização), acetona, etanol	Dentsply, Brasil indústria e comércio LTDA

** Bis-GMA: bisfenol A diglicidil éter dimetacrilato; TEGDMA: Trietileno glicol dimetacrilato; BHT: 2,6-Di-tert-butil-4-metilfenol; EDAB: 4-etil diaminobenzoato; BDMA; Bis-fenol-A-dimetacrilato etoxilado, DHEPT: 2,2'-dihydroxyetil-para-toluidina (*Composições segundo o fabricante Dentsply Brasil industria e comercio LTDA*)

1.4. Condicionador ácido

TABELA 4: descrição dos ácidos

Condicionador ácido	Composição(*)	Apresentação	Marca Comercial
Ácido fosfórico 37% Gel	Ácido fosfórico, água, sílica coloidal e corante inorgânico	Seringa 2,5 g	Dentsply, Brasil indústria e comércio LTDA
Ácido fosfórico 37% líquido	Ácido fosfórico, água ultra pura (miliQ'')	Seringa 1,2 insulina	-

Composições segundo o fabricante Dentsply Brasil indústria e comércio LTDA

1.5 Tratamento do pino

TABELA 5: descrição do silano

Silano	Composição(*)	Apresentação	Marca Comercial
Silano (primer e ativador)	Silano, etanol, ácido acético	Dois frascos de 5ml (p.u.)	Dentsply, Brasil industria e comercio LTDA

** Composições segundo o fabricante Dentsply Brasil indústria e comércio LTDA*

1.6. Outros.

- a. Radiografias
- b. Espátula Nº 24
- c. Explorador reto
- d. Seringas Descartáveis
- e. Kit de aspiração endodôntico
- f. Tubos de pvc
- g. Lentulos

2. Metodologia.

2.1. Seleção, limpeza e obtenção dos dentes.

Foram selecionados 104 dentes uni-radiculares: pré-molares inferiores, caninos superiores ou inferiores e incisivos superiores; livres de fraturas e cárie, extraídos por motivo ortodôntico ou periodontal, com um comprimento mínimo de raiz de 14,0 mm. Estes dentes foram obtidos do departamento de cirurgia da UFPel, coletados em frascos com água destilada, e limpos com cureta periodontal, sob lavagem com água corrente, sabão e esponja. A armazenagem destes foi em água destilada sob refrigeração à temperatura de -5°C com trocas de água cada duas semanas, até o momento do uso (ISO/TS 11405: 2003(E)). Após o início da execução do projeto, os dentes foram armazenados em cloramina a 0,5% (durante uma semana).

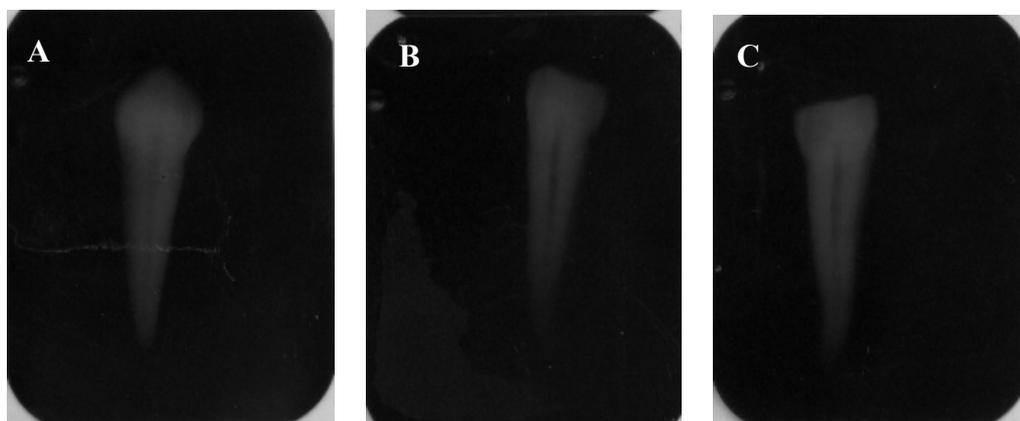


FIGURA 2. Rx de dentes sem presença de carie (A, B, C)

O parecer do comitê de ética em pesquisa, N° 29/04, ref. Protocolo de pesquisa N°33/04; aprovou o protocolo de pesquisa na data do 10 de agosto de 2004.

2.2. Grupos Experimentais

Para serem incluídos foi feito um diagnóstico visual e radiográfico dos dentes (Ultra speed, Eastman Kodak Company, lote 3101270) aqueles que apresentavam imagem radiopaca na estrutura eram excluídos. Foram logo examinados os remanescentes radiculares para se garantir um diâmetro com uma espessura mínima de 6,5 mm (cervical) e 3 mm (apical). As coroas foram removidas no sentido transversal e cortadas mediante utilização de discos de diamante em cortadeira (ISOMET 1000, Bluehler), ao nível cemento-esmalte. As avaliações foram por terços: cervical, médio e apical. Foram utilizados para o ensaio mecânico de extrusão (*push-out*): 80 dentes (160 discos por terço) e para a microscopia eletrônica de varredura: 24 (6 dentes por terço). Os grupos foram divididos em:

Grupo 1: Endofill + ácido fosfórico 37% líquido, terço cervical

Grupo 2: Endofill + ácido fosfórico 37% líquido, terço médio

Grupo 3: Endofill + ácido fosfórico 37% líquido, terço apical

Grupo 4: Endofill + ácido fosfórico 37% gel, terço cervical

Grupo 5: Endofill + ácido fosfórico 37% gel, terço médio

Grupo 6: Endofill + ácido fosfórico 37% gel, terço apical

Grupo 7: Ahplus + ácido fosfórico 37% líquido, terço cervical

Grupo 8: Ahplus + ácido fosfórico 37% líquido, terço médio

Grupo 9: Ahplus + ácido fosfórico 37% líquido, terço apical

Grupo 10: Ahplus + ácido fosfórico 37% gel, terço cervical

Grupo 11: Ahplus + ácido fosfórico 37% gel, terço médio

Grupo 12: Ahplus + ácido fosfórico 37% gel, terço apical

Grupo 13: Controle sem endodontia + ácido fosfórico 37% líquido, terço cervical

Grupo 14: Controle sem endodontia + ácido fosfórico 37% líquido, terço médio

Grupo 15: Controle sem endodontia + ácido fosfórico 37% líquido, terço apical

Grupo 16: Controle sem endodontia + ácido fosfórico 37% gel, terço cervical

Grupo 17: Controle sem endodontia + ácido fosfórico 37% gel, terço médio

Grupo 18: Controle sem endodontia + ácido fosfórico 37% gel, terço apical

2.3. Tratamento endodôntico.

Posteriormente, foi feito o tratamento dos canais de cada dente, primeiro eram eliminados os órgãos pulpares, mediante utilização de extirpa-nervos (Maillefer S.A., Switzerland), logo foram medidos os seus comprimentos a partir da radiografia de diagnóstico e as amostras eram fixadas numa mesa de coordenadas para a realização do tratamento endodôntico. Foi utilizada a técnica *Step-Back* ou escalonada, os condutos foram encontrados utilizando a sonda larga A25 (Maillefer instruments S.A., Switzerland), as aberturas foram feitas com as brocas *Gates Glidden* começando com a Nº 4, 3 e 2; e logo foram utilizadas as limas tipo K-file 21 mm (Dentsply-Maillefer swiss made Ballaigues lotes: 5291660, 5158900, 4076490, 4850950, 5272840, 5285678, 5134568, 4967857) desde o número maior 60, sendo que foi padronizado o instrumento memória para todas com a lima 35 e a última lima utilizada foi a Nº 60, cada 25 preparos as limas das séries 15-40 e 45-80 e as brocas *Gates Glidden* nº 4, 3 e 2 eram trocadas. Os preparos foram irrigados a cada troca de instrumento com hipoclorito de sódio a 1% (Solução de Milton, Odontopharma Ltda lote 191) utilizando seringas endodônticas com a agulha fina e aspirando os resíduos. A limpeza era feita sempre sob presença de líquido no canal. Os canais eram secos com pontas de papel e eram obturados. A obturação foi por condensação lateral da guta-percha (Dentsply, Maillefer S.A., Switzerland), utilizando espaçadores (Maillefer S.A., Switzerland) e condensadores digitais (Maillefer S.A., Switzerland). No grupo A foi utilizado o cimento endodôntico resinoso AHPlus (Dentsply Detrey, lote 0408000142), misturando a pasta A e a pasta B em quantidades iguais (1:1) utilizando espátula 24 e placa de vidro durante 20 segundos, segundo instruções do fabricante, no grupo B utilizou-se o cimento Endofill (Dentsply-Brasil lote 3163), a mistura foi de 3 gotas dispensando o pó em forma gradativa com ajuda de uma espátula Nº 24, até atingir uma consistência que formasse um fio de aproximadamente 2 cm de comprimento quando levantada com a espátula, segundo as instruções do fabricante. Logo foram realizadas as radiografias finais (Ultra speed, Eastman Kodak Company, lote 3101270). Após os preparos dos canais, os dentes foram armazenados por 2 semanas em água destilada à temperatura controlada em estufa bacteriológica a 37°C (Modelo 002,CB, Famen Ltda SP-Br)

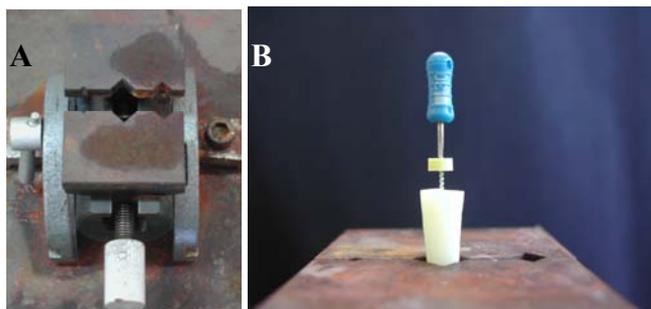


FIGURA 3. (A) mesa de coordenadas **(B)** seqüência endodontia

2.4. Preparo dos canais.

O preparo dos canais para os pinos nº 2 foi mediante a remoção da guta-percha, utilizando brocas tipo largo Nº 4 recomendadas pelo fabricante, as quais eram trocadas a cada 25 preparos.

Na remoção foi deixado um mínimo de 3 mm de material obturador no ápice (Fig.4), irrigando com água destilada. Devido à perda por corte de 0,3 mm do comprimento, os preparos foram de 11 mm, sendo que, um pino com medida padrão foi sempre testado em cada preparo. A secagem foi mediante a utilização de pontas absorventes de papel. Após o preparo, os dentes foram radiografados

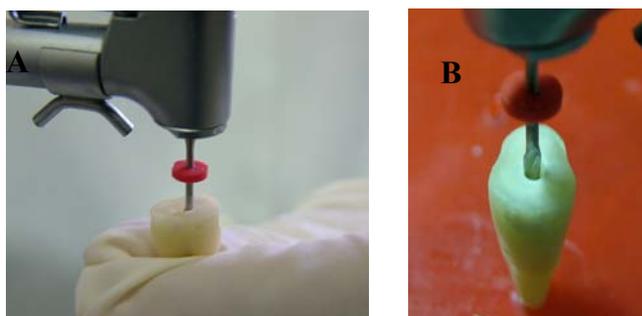


FIGURA 4. (A) confecção do preparo para o pino **(B)** confecção do preparo fixado

2.5. Tratamento dos pinos.

Todos os pinos foram marcados com lapiseira no comprimento de 11mm e eram cortados com disco de diamante em cortadeira (ISOMET 1000, Bluehler). Logo, estes ficavam 5 minutos em álcool 95% e eram secos à temperatura ambiente. Previamente era misturado o *primer* com o ativador do silano (Dentsply Brasil indústria e comércio Ltda) utilizando um pincel descartável durante 15 s, em proporções iguais (1:1), este era deixado por 5 minutos dentro de um pote *dappen* tapado para evitar a sua evaporação, e uma camada era aplicada na superfície do pino, utilizando pincel descartável (Fig.5A). Esperava-se 1 minuto até o silano secar, logo era aplicado o sistema adesivo Prime& Bond 2.1 (Dentsply Brasil products) previamente misturado durante 2 s com o sistema ativador de autopolimerização (Dentsply Brasil indústria e comércio Ltda) em proporção de 1:1 (Dentsply Brasil indústria e comércio Ltda) e tapado para evitar a evaporação da acetona, logo era aplicada uma camada sobre a superfície do pino, utilizando pincel descartável e esperava-se 20 s até a polimerização acontecer (Fig. 5b). Era observado o brilho do pino, se alguma parte apresentava-se opaca uma camada nova de adesivo era aplicada, esperava-se 20 segundos e fotopolimerizava-se com aparelho de fotoativação XL 3000 (3M ESPE) com intensidade $\pm 450-500 \text{ mW}^2$ medida duas vezes por semana, durante 10 s (metodologia segundo instruções do fabricante)(Fig. 5C, 5D)

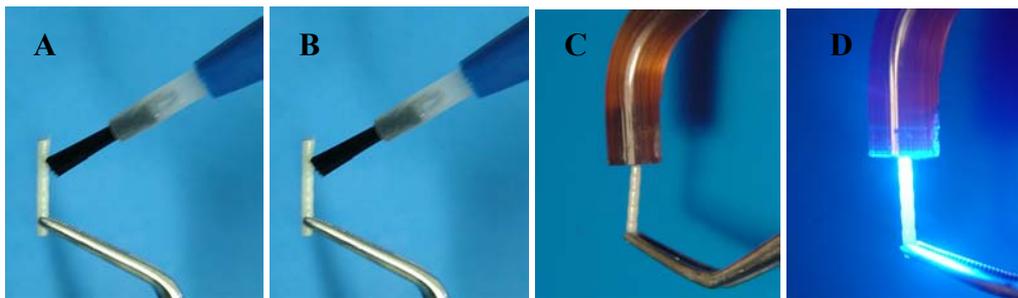


FIGURA 5 (A) tratamento com silano (B) cobertura com adesivo (C) (D): fotopolimerização

A realização do ácido fosfórico líquido foi no laboratório de química no campus da UFPEL sob a direção do professor Francisco Burkett Delpino, foi medido o pH do ácido fosfórico gel, mediante a utilização de fitas, encontrando-se um valor em torno de 1,2 e a partir desta medida foi feita a concentração líquida com ácido fosfórico puro P.A e água ultra pura (milliQ[®]), medindo-se logo o pH sendo de 1,2, armazenando-se em garrafa escura de vidro.

2.6. Cimentação.

As paredes dos canais preparados foram secas com pontas de papel (Fig.6A) e condicionadas com ácido fosfórico a 37% da seguinte forma:

Grupos 4, 5, 6, 10, 11, 12, 16, 17, 18: Gel (Dentsply Brasil products) por 15 segundos (Fig. 6B)

Grupo 1, 2, 3, 7, 8, 9, 13, 14, 15: Líquido por 15 segundos (Fig. 6C)

Foram logo lavados os canais abundantemente por 15 segundos e removidos os excessos mediante a utilização de um aspirador endodôntico e cones de papel absorvente, sendo que o primeiro cone utilizado era seco e o segundo era umedecido com água e comprimidos em gaze seca para garantir certa umidade dentro do canal.



FIGURA 6. (A) secagem com ponta de papel (B) condicionamento com ácido fosfórico gel (C) condicionamento com ácido fosfórico líquido

O sistema adesivo Prime & Bond 2.1, (Dentsply Brasil products) foi previamente misturado durante 2s com o sistema ativador de autopolimerização (Dentsply Brasil indústria e comércio Ltda) em proporções iguais, de 1:1 (Dentsply Brasil indústria e comércio Ltda) em pote dappen tapado, para evitar a evaporação da acetona, logo era aplicada uma camada sobre as paredes do canal, utilizando um micropincel com diâmetro: 1,3 (southern dental industries australia lte 08801) (FERRARI M., *et al*, 2002, 2001), foi observado o brilho das paredes do canal, se alguma parte apresentava-se opaca uma camada nova de adesivo era aplicada, a remoção dos excessos foi mediante utilização de pontas de papel úmidas e esperava-se 20s até a autopolimerização acontecer (recomendação do fabricante)

Uma matriz em resina acrílica foi confeccionada a partir da moldagem de esferas metálicas para garantir a padronização da dosagem das pastas do cimento resinoso.

O cimento resinoso Enforce (Dentsply Brasil indústria e comércio Ltda lote 253795) foi misturado num ambiente com temperatura de 17°C, sendo que a pasta base matizada da cor A2 e a pasta catalisadora do cimento resinoso eram sempre previamente dosadas, por volume, em proporções equivalentes. A mistura foi realizada durante 20 segundos, com o auxílio de espátula de plástico e bloco de papel descartável, conforme as instruções do fabricante, e aplicada nas paredes do canal utilizando lentulos (Maillefer S.A., Switzerland). As brocas lentulos foram trocadas a cada 25 preparos. Os pinos preparados foram cobertos com o cimento e inseridos no canal fazendo movimentos oscilatórios pela resistência gerada pela pressão hidrostática do cimento, logo os excessos foram removidos e as amostras foram fixadas na máquina de pressão por ar (Norgren psi/bar de 5 cm de diâmetro) com carga estática e força padronizada de 5 kg (1 psi/bar) por 10 min (para presa química) (OTTL. *et al.*, 2002)



FIGURA 7. (A) Pasta Base e Pasta catalisadora A2 (B) matriz de acrílico (C) mistura das pastas

Logo, as amostras foram irradiadas com aparelho para fotoativação XL 3000 (3M ESPE) com intensidade $\pm 450-500 \text{ mW}^2$ durante 20 segundos (instruções do fabricante), sendo que, a ponteira encostava no preparo com pino

O aparelho foi conectado em fonte estabilizadora de voltagem e a intensidade era constantemente conferida em radiômetro a cada 15 preparos (dois dias).

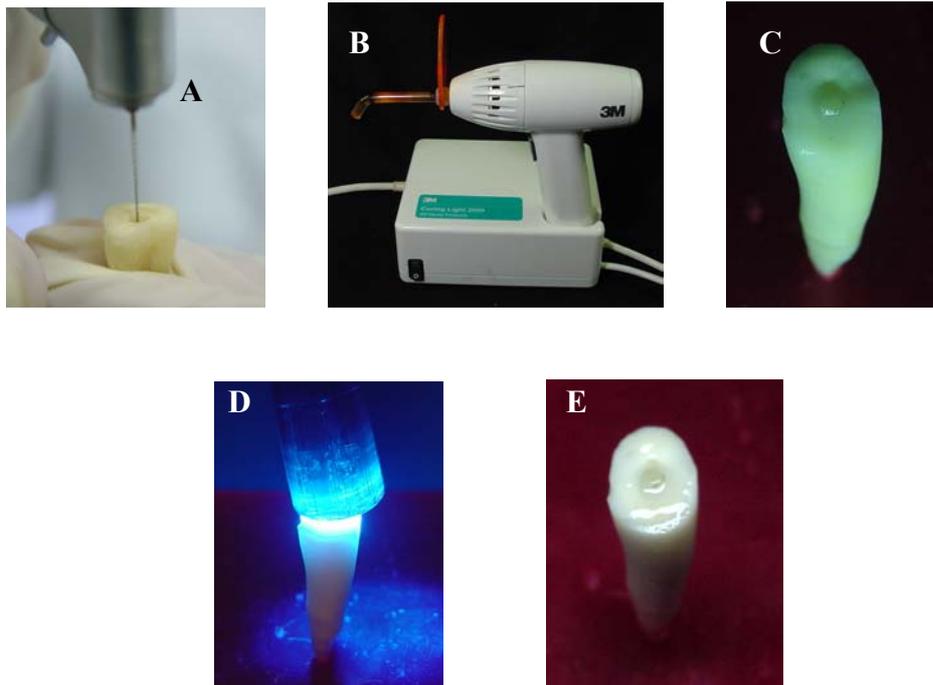


FIGURA 8. (A) inclusão do cimento resinoso com lentulo (B) aparelho de fotoativação XL2000 (3MESPE) (C) pino cimentado sem polimerizar (D) Fotopolimerização (E) pino cimentado fotopolimerizado

Nos grupos controles sem tratamento endodôntico os preparos e a técnica de cimentação foi a mesma, utilizando-se o mesmo agente cimentante resinoso para cimentação dos pinos, sendo que 10 dentes eram condicionados com ácido fosfórico líquido e os outros 10 dentes com o ácido fosfórico gel.

Os espécimes foram mantidos em água destilada por 24 horas em estufa bacteriológica (Estufa de cultura modelo 002 CB, Famem Ltda SP-Br) com temperatura controlada de 37° C antes da realização do teste.

2.7. Ensaio de extrusão.

As amostras foram incluídas em resina de poliéster, primeiro eram fixadas as raízes em cera (Fig. 9A), logo foram utilizados tubos de PVC de 20 mm (Fig. 9B) e a resina

era incluída (Fig 9C) (10g/5gotas). Esta resina foi utilizada para evitar que o calor gerado interfira sobre o grau de conversão do cimento resinoso. Esperava-se que tomasse presa em uma hora à temperatura de 30 a 33°C. Após a inclusão dos espécimes e a reação de presa, as amostras foram imersas em água destilada enquanto eram realizados os cortes em aparelho de corte ISOMET 1000 (Bluehler) com velocidade de 300 rpm e 200 g de peso, com disco de corte de 0,3mm de diâmetro.

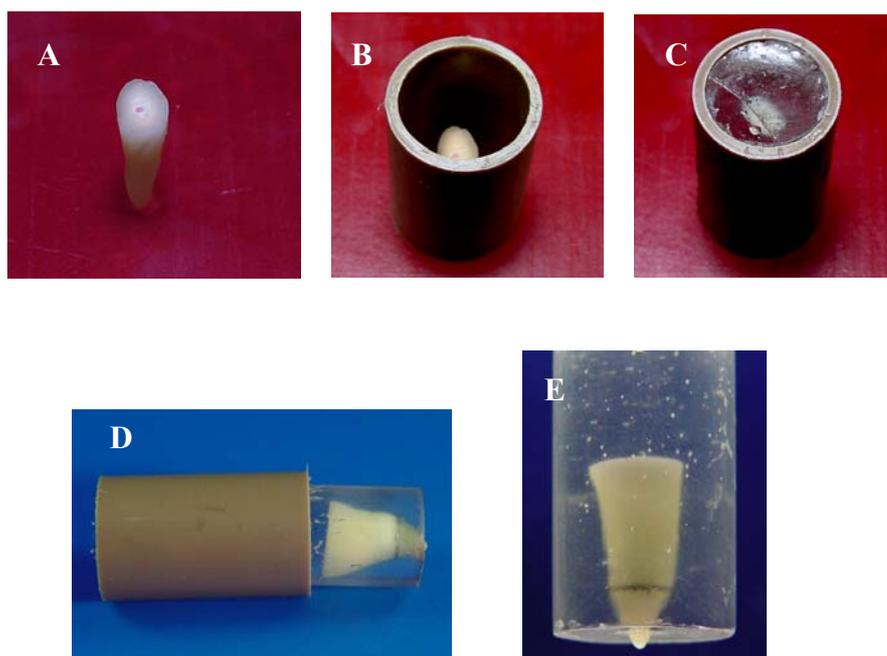


FIGURA 9: Seqüência inclusão da amostra em resina de poliéster: **A, B, C, D, E**

Dois cortes horizontais, por cada terço da restauração com pinos: cervical, médio e apical (fig.10 A-B) eram feitos, cada corte era de 1,8 mm para assim obter cortes de 1,5mm

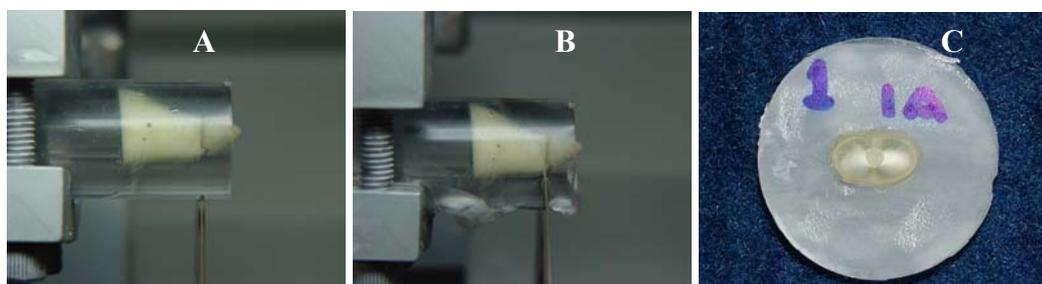


FIGURA 10. (A-B) amostra fixada e corte vertical (C) disco obtido

Cada disco era lixado com lixa d'água de granulação 600 e a parte cervical era marcada com um código.(Fig 11 A-B-C)

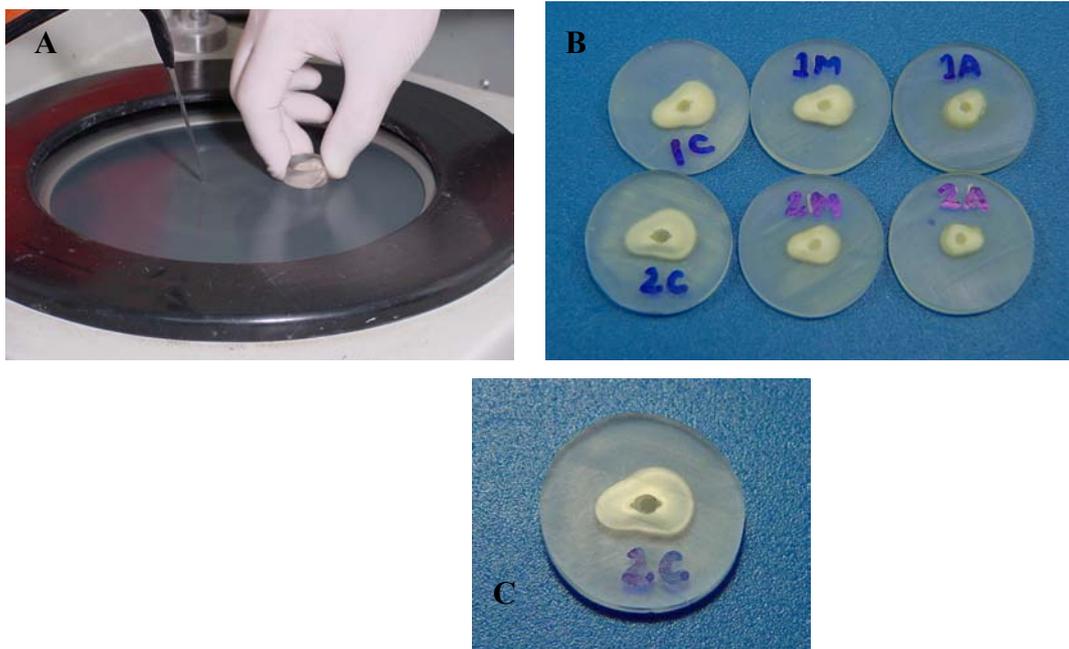


FIGURA 11: seqüência de acabamento (A) lixando superfícies na politriz metalográfica (B) 6 discos resultantes (C) amostra de disco 1,5 mm

Para registro dos valores finais da resistência a extrusão, foi utilizada uma máquina de ensaios universal (INSTRON 4411, capacidade Max 10000kgf (100kN)). A face cervical foi voltada e a face apical ficava em contato com uma ponta ativa cilíndrica com extremidade plana (0,9 mm de diâmetro) adaptada à máquina de ensaios universal para que exerça uma força de extrusão o mais próxima ao centro do pino. Os discos eram colocados acima de uma matriz de aço cilíndrica de 17 mm de altura com diâmetro de 12,6mm e com um furo central de diâmetro de 4 mm

O teste foi realizado com uma velocidade de deslocamento de 0,5 mm por minuto, a carga máxima era dada em kg força, e posteriormente transformada em MPa.

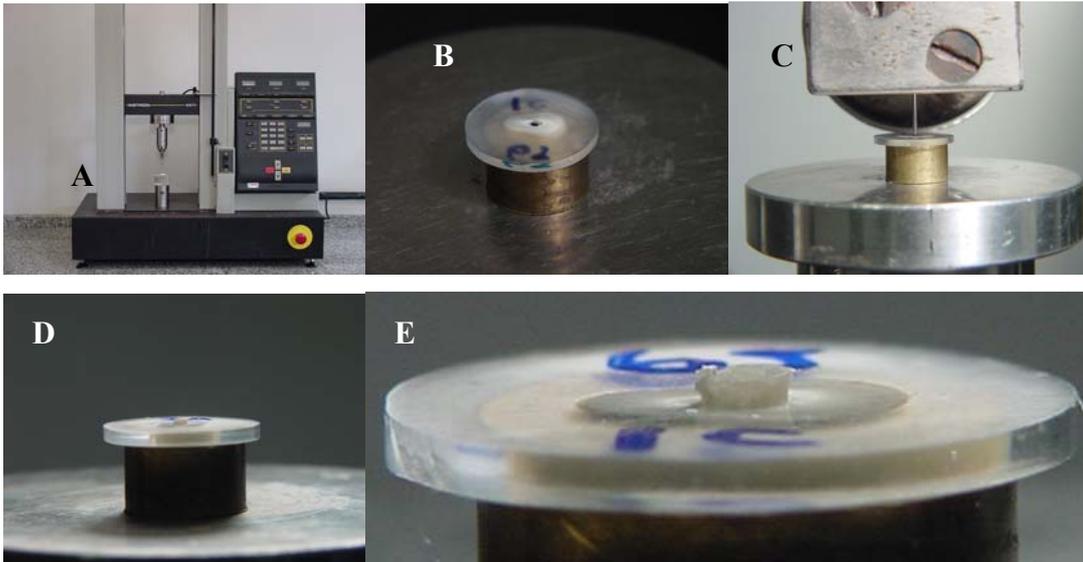


FIGURA 12: A: Instron B: disco virado acima da matriz C: aplicação da ponta D: disco após realizado teste E: pino deslocado com superfície virada

A resistência adesiva foi obtida pela fórmula $\sigma = C/A$, onde C = carga para ruptura do corpo de prova (kgf), A= área interfacial (mm^2)

Para o cálculo da área de união (A) dos corpos de prova, foi empregada a fórmula para cálculo de área lateral da figura tronco de cone circular reto de bases paralelas, conforme a fig. 13.

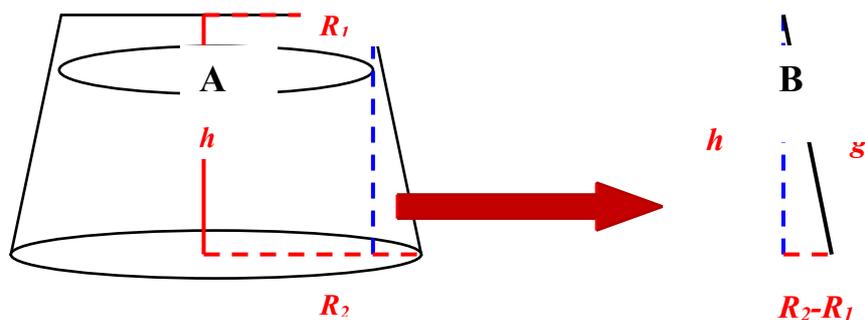


FIGURA 13 (A) desenho esquemático correspondente a secção interna do cp (paredes radiculares) figura geométrica de um tronco de cone circular reto de bases paralelas (B) figura geométrica (triângulo) para cálculo de geratriz g do tronco de cone ($g^2 = h^2 + [R_2 - R_1]^2$)

Assim, $A = \pi \cdot G \cdot (R_1 + R_2)$, onde, A = área interfacial, $\pi = 3,14$, g = geratriz do troco, R_1 = raio da base menor, R_2 = raio da base maior, h= altura da secção. Para o cálculo da geratriz do tronco de cone g foi utilizado o Teorema de Pitágoras – “quadrado da medida de hipotenusa= a soma dos quadrados das medidas dos catetos” (Fig.3A).

Assim, para o cálculo de g , a seguinte fórmula foi utilizada: $g^2 = h^2 + [R_2 - R_1]^2$

Os valores de R_1 e R_2 foram obtidos pela medição dos diâmetros internos da base menor e maior, respectivamente, correspondente ao diâmetro interno entre paredes do canal do corpo de prova. Esses diâmetros e as alturas h do corpo de prova foram medidos após o ensaio com paquímetro digital (Starret 727, Starret Itu, Brasil)

O resultado da resistência adesiva σ foi inicialmente obtido em kgf/mm^2 e foi transformado para MPa, multiplicando-se o valor de σ por 9,8 : considerando a seguinte equiparação de medidas: $1\text{kgf/mm}^2 = 9,8\text{ N/mm}^2 = 9,8\text{ MPa}$.(GIOVANNI *et al.*, 1988)

Os dados foram tabulados para análise estatística e submetidos à análise de variância e teste de comparações múltiplas de Tukey HSD para n diferentes (Teste de Spjotvoll/Stoline) , ambos com nível de significância de 5%. ($p < 0,05$)

2.8. Avaliação do mecanismo de adesão

Após o preparo dos canais e a cimentação dos pinos, as raízes foram estabilizadas para o corte mediante a fixação das raízes em cera, PVC de 20 mm, e inclusão em resina de poliéster (dosagem: 10g-5 gotas) para evitar que o calor gerado interfira sobre o grau de conversão do cimento resinoso, deixando que tome presa durante uma hora a T° 30-33°C. Após a inclusão dos espécimes e da reação de presa, as amostras foram marcadas com divisões pela metade, e eram imersas em água destilada enquanto eram realizados os cortes. Era feito um corte vertical ao longo do eixo, em aparelho de cortes ISOMET 1000 (Bluehler) com velocidade de 200 rpm e 200 g de peso, com disco de diamante de 0,3mm de diâmetro (Fig. 14 A, B, C, D, E)

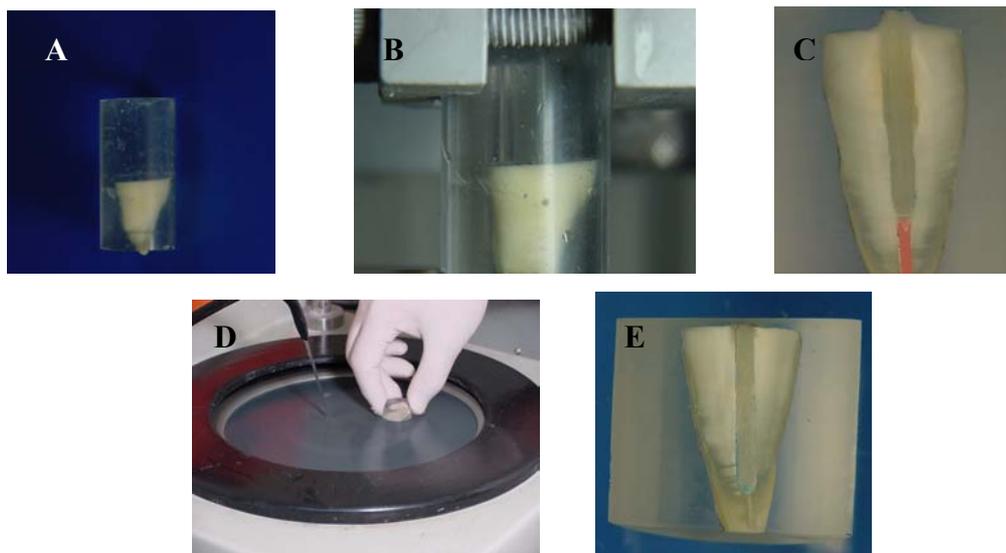


FIGURA 14 (A-B) seqüência de corte vertical **(C)** cortes ao longo do eixo **(D)** politriz metalografica : **(E)** cortes ao longo do eixo lixados

As interfaces dentina-cimento-pino foram avaliadas através do microscópio eletrônico de varredura

Para o preparo das amostras, foi utilizada a técnica proposta por PERDIGÃO *et al.*, (1995); de acordo com o diagrama seguinte:

As superfícies cortadas eram lixadas utilizando politriz metalográfica APL-4 (Arotec) sob refrigeração, com lixas d'água, montadas na politriz, seguindo a seqüência de granulação decrescente: 400, 600, 1200, 2000, o polimento final foi com pasta e com feltro de 2000 e 4000, entre cada granulação, foi realizada a limpeza do espécime em cuba de ultra-som (Maxiclean 750 Unique), por 20 minutos.

As amostras foram mantidas em solução aquosa de glutaraldeído a 2,4% e cacodilato de sódio 0,1M com pH de 7,4 por 12 horas à temperatura de 4°C. Após este tempo os dentes foram lavados utilizando uma solução aquosa de cacodilato de sódio 0,2 M por uma hora, a qual foi trocada por três vezes, fazendo lavagens com água deionizada entre cada troca por 3 minutos.

Logo, os corpos de prova foram desidratados em banhos de álcool etílico em concentrações crescentes, começando pelo álcool 25% (por 20 minutos), 50% (20 minutos), 75% (20 minutos), 95% (20 minutos) e álcool absoluto por 1 hora. Em seguida, os corpos de prova foram secos utilizando hexametildisilazane (HMDS) por 10 minutos, o processo era realizado em capela de fluxo laminar, devido ao HMDS ser uma substância tóxica.

Como as superfícies precisavam ser cobertas com material que possuía capacidade condutora elétrica, estas foram então submetidas ao *sputtering* com ouro, que foi realizado com uma distância de trabalho de 50mm a 40 mA, por 120 segundos, permitindo assim a deposição de uma camada de ouro de aproximadamente 50 nanômetros.

A análise por MEV foi realizada num microscópio eletrônico de varredura (JEOL JXA 6400) a uma distância de trabalho de 13-25 mm e com uma voltagem de aceleração do feixe de 20 KV

RESULTADOS DO TESTE DE EXTRUSÃO

Os dados referentes às medias e desvio padrão das tensões (MPa) nos três terços dos 18 grupos estão expressos na Tabela 5 e no Gráfico 1.

TABELA 5: Media e desvio padrão das tensões (MPa)

GRUPOS	Tensão (Mpa)		n
	Terço cervical		
	Média	dp	
Endofill+ liquido terço cervical	8,76	2,23	30
Endofill+ liquido terço médio	6,58	1,39	30
Endofill+ liquido terço apical	8,55	1,60	30
Endofill+ gel terço cervical	14,14	3,20	30
Endofill+ gel terço médio	8,98	2,09	30
Endofill+ gel terço apical	4,40	1,24	30
Ahplus+ liquido terço cervical	12,61	1,33	30
Ahplus+ liquido terço médio	6,77	1,28	30
Ahplus+ liquido terço apical	9,99	1,60	30
Ahplus+ gel terço cervical	10,76	2,72	30
Ahplus+ gel terço médio	6,24	1,35	30
Ahplus+ gel terço apical	3,79	1,87	30
Controle+ liquido terço cervical	13,58	2,43	20
Controle+ liquido terço médio	10,31	2,23	20
Controle+ liquido terço apical	13,62	3,80	20
Controle+ gel terço cervical	13,23	2,30	20
Controle+ gel terço médio	7,54	2,17	20
Controle+ gel terço apical	7,23	1,45	20
Total	12,17	2,36	480

F(4,462)=8,04; p<0,00001

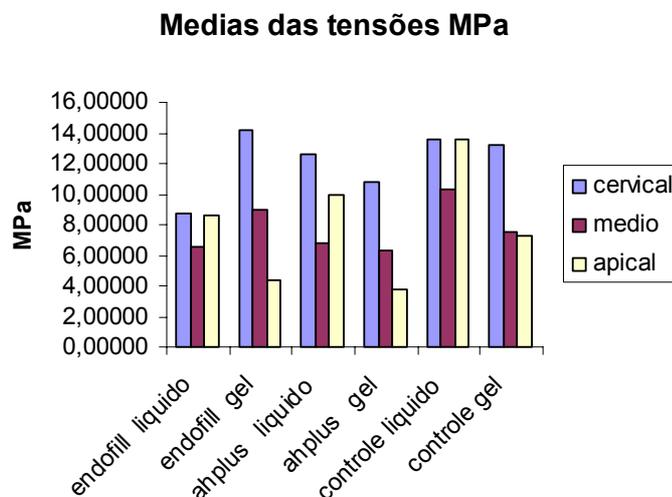


GRÁFICO 1. Média de tensões

Os dados da Tabela 5 foram submetidos ao teste de aderência à curva normal para se observar a distribuição da amostra sendo esta normal, a partir da qual foi feito à análise estatística de variância ANOVA de 3 critérios demonstrando-se haver diferenças estatísticas significativas tanto nos três fatores como quando nas comparações entre eles (Tabela 6)

TABELA 6: Análise de variância referente às tensões nos três terços

<i>ANOVA</i>						
<i>3 critérios</i>						
<i>Critérios avaliados: 1) cimento 2) ácido 3) terço</i>						
<i>Critério</i>	<i>gl efeito</i>	<i>Qm efeito</i>	<i>Gl Erro</i>	<i>Qm erro</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
1	2	272.6349	462	4.318528	63.1315	<0.0000001*
2	1	298.7970	462	4.318528	69.1896	<0.0000001*
3	2	972.4476	462	4.318528	225.1804	<0.0000001*
1x2	2	247.4791	462	4.318528	57.3064	<0.0000001*
1x3	4	31.5827	462	4.318528	7.3133	=0.000010*
2x3	2	474.6562	462	4.318528	109.9116	<0.0000001*
1x2x3	4	34.7305	462	4.318528	8.0422	=0.000003*

*Diferença estatisticamente significativa $p < 0,05$

O teste de probabilidades de Post Hoc de comparações múltiplas, foi utilizado para inter-relacionar os cimentos e o ácido nos três terços. Os resultados de comparação entre os três terços podem ser encontrados na Tabela 6.

TABELA 7: Medias da resistência de união (MPa) e análise pelo teste de Post Hoc para comparação por terços

<i>Grupo</i>	<i>Terços</i>		
	<i>Cervical</i>	<i>Médio</i>	<i>Apical</i>
Endofill Líquido	8,76 ^a	6,58 ^b	8,55 ^a
Endofill Gel	14,14 ^a	8,97 ^b	4,40 ^c
Ahplus Líquido	12,60 ^a	6,77 ^b	9,99 ^c
Ahplus Gel	10,76 ^a	6,24 ^b	3,79 ^c
Controle Líquido	13,58 ^a	10,31 ^b	13,62 ^a
Controle Gel	13,23 ^a	7,54 ^b	7,23 ^b

Letras diferentes na mesma linha significam diferença estatística $p < 0,05$

Na Tabela 7 observa-se a inter-relação entre os três terços utilizando os dois cimentos endodônticos e os dois ácidos. No caso do ácido fosfórico em líquido não houveram diferenças significativas entre os terços cervical e o terço apical mas houve diferença entre estes dois com o terço médio, exceto quando era utilizado o cimento endodôntico Ahplus onde houve diferença nos três terços. Para o ácido fosfórico gel houve diferença estatística significativa em todos os terços exceto no terço apical do controle que não foi diferente ao terço médio mas foi diferente ao terço cervical.

Quando foi utilizado o ácido fosfórico líquido e o gel com o cimento endodôntico Endofill apresentaram-se diferenças estatísticas significativas entre ambos quando comparados os resultados para os três terços estudados: apical, médio e cervical. No caso do ácido fosfórico líquido e o ácido fosfórico gel com o cimento endodôntico AHplus foram encontradas diferenças significativas no terço apical. Já quando comparados os resultados encontrados na análise para os diferentes terços dos grupos controles, utilizando o ácido gel e líquido observaram-se diferenças estatísticas significativas nos terços médio e apical.

Fixando a variável ácido fosfórico líquido e comparando os dois cimentos endodônticos Endofill e o Ahplus apresentaram-se diferenças estatísticas significativas no terço cervical. Fixando o ácido fosfórico gel e comparando os dois cimentos endodônticos Endofill e o

Ahplus apresentaram-se diferenças estatísticas significativas nos terços cervical e médio. Na comparação do controle com ácido fosfórico líquido com ambos os cimentos Endofill e Ahplus, houveram diferenças significativas nos três terços, menos no terço cervical do cimento Ahplus. Comparando o controle com ácido fosfórico em gel com Endofill houve diferença estatística significativa no terço apical, e para o Ahplus houveram diferenças estatísticas significativas nos terços cervical e terço apical.

Assim também se pode observar as medias dos cimentos Endofill e Ahplus e as medias dos controles sem tratamento endodôntico para ambos os ácidos, assim como seus comportamentos nos Gráficos 3, 4 e 5

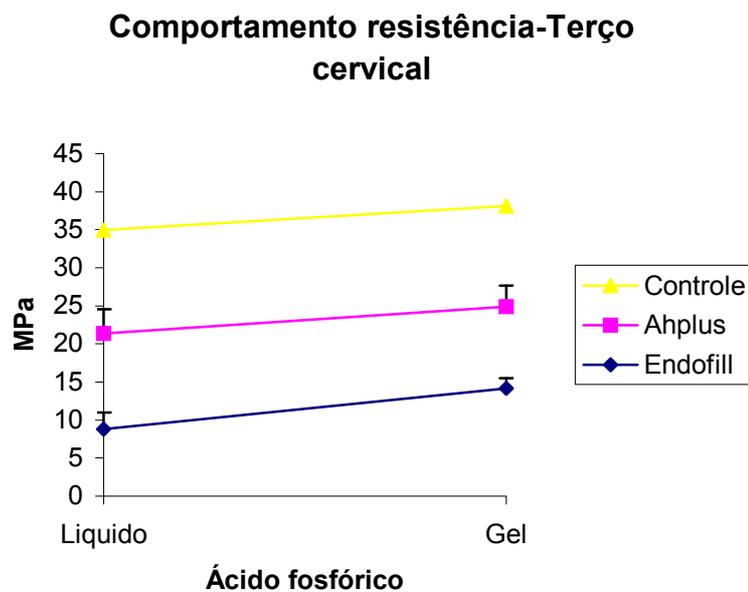


GRÁFICO 2: médias de cimentos e controles fixando Ácidos- Terço cervical

Comportamento da resistência-Terço médio

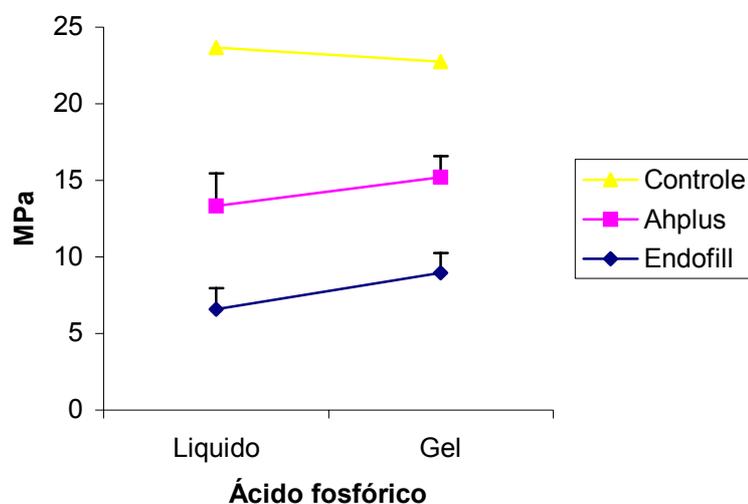


GRÁFICO 3: médias de cimentos e controles fixando ácidos- Terço médio

Comportamento da resistência-Terço apical

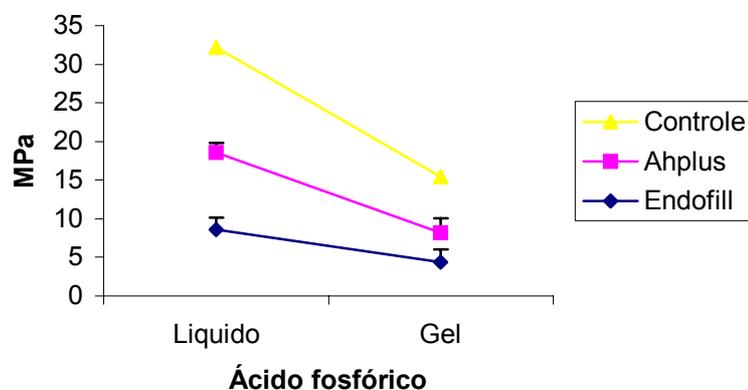


GRÁFICO 4: médias de cimentos e controles fixando ácidos- Terço apical

Nos Gráficos 2, 3 e 4, comparando os controles sem tratamento endodôntico com ambos os cimentos endodônticos Endofill e Ahplus os valores de resistência de união são mais altos nos três terços para os controles, tanto para o ácido líquido como para o gel. Isto indica que ambos os cimentos diminuem a resistência de união do agente cimentante resinoso. Por outro lado as medias entre os controles e o cimento Ahplus são mais próximas entre elas nos três terços quando era utilizado o ácido fosfórico em líquido. Já quando era utilizado o ácido em gel os valores de resistência de união dos controles estavam mais próximos aqueles do cimento Endofill.

No terço cervical o comportamento é similar entre o controle e o Ahplus diminuindo os valores quando é utilizado o ácido gel. Para o cimento a base de eugenol Endofill os valores aumentam utilizando o gel. No terço médio o comportamento é similar entre o cimento a base de resina AHplus e o controle, diminuindo os valores quando foi utilizado o ácido gel. Para o Endofill os valores aumentaram quando foi utilizado o ácido gel. No terço apical os três comportamentos são similares aumentando os valores de resistência com o ácido líquido

RESULTADOS DO ANALISE POR MEV

No grupo do cimento a base de eugenol com ácido fosfórico gel, nível coronário os padrões encontrados foram uma camada híbrida contínua e comum ao longo da interfase dentina cimento com presença de *tags* curtos ou parte deles. Na interfase pino-cimento/adesivo não observaram-se falhas tipo bolhas sendo sempre contínua. As bolhas encontradas localizaram-se no cimento. No nível médio a camada híbrida era descontínua com menor quantidade de *tags* ou ausência deles. No terço apical quase não se observou camada híbrida, no caso estar presente era muito descontínua com ausência de *tags*.

Figura 15. Fratura por teste *push-out*. Grupo 1:151C (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 50.00): corte horizontal, amostras *push-out*: observa-se fratura adesiva na interfase dentina-cimento, fratura em nível dentinário formato circular marcas produzidas pelo disco de diamante.

Figura 16. Grupo 1 terço coronário: grupo 1B. Eugenol com gel (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2500.00) Formação de camada híbrida, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 17. Intefase 1 terço coronário (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1300.00): Formação de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização

Figura 18. Grupo 1 terço apical (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1500.00): Ausência de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 19. Grupo 1 terço apical (1). (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 5000.00): Ausência de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 20. Grupo 1 terço apical (2). (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3000.00): Ausência de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 21. Interfase 1 terço apical. (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3000.00): Formação de camada híbrida descontínua com ausência de *tags*, zona de hibridização.

No grupo do cimento a base de eugenol com ácido fosfórico líquido, nível coronário os padrões encontrados foram similares, a camada híbrida era contínua ao longo da interfase dentina-cimento e presente em todas as amostras, com presença de *tags* curtos. Na interfase pino-cimento/adeseivo era observada continuidade com ausência de bolhas. A presença de bolhas ou falhas também encontraram-se no cimento. No nível médio a camada híbrida era descontínua diminuindo a presença de *tags*. No terço apical apresentava-se camada híbrida com ausência de *tags*

Figura 22. Fratura por teste de *push-out* Grupo 2: 402A (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 55.00): Corte horizontal, amostras *push-out*: fratura adesiva interfase cimento dente, falha coesiva nível cimento, fratura coesiva ao redor do pino presença das fibras do pino.

Figura 23. Grupo 2: 402A (1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 350.00): Corte horizontal, amostras *push-out*: fibras deslocadas localizadas no redor do preparo, falha no cimento, dentina intacta

Figura 24. Grupo 2: 402A (2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 700.00): Corte horizontal amostras *push-out*: fibras do pino e carga do cimento.

Figura 25. Grupo 2 terço coronário (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3000.00): Formação de camada híbrida com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 26. Grupo 2 terço coronário (1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3000.00): formação de camada híbrida com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 27. Grupo 2 terço coronário (2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 4000.00): formação de camada híbrida com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 28. Interfase 2 terço coronário(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): Formação de camada híbrida com presença de *tags* curtos, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga partícula maior granulo de lixa, exposição de túbulos dentinários.

Figura 29. Interfase 2 terço coronário (2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00, elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida com presença de *tags* curtos, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 30. Interfase 2 terço coronário (3) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00; elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida com presença de *tags* curtos, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 31. Interfase 2 terço coronário (4) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00, elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida amorfa com presença de *tags* desorganizados emaranhados, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 32. Interfase 2 terço coronário (5) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00 (elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida amorfa com presença de *tags* desorganizados emaranhados, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 33. Interfase 2 terço coronário(6) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1200.00, elétrons retro-espalhados): formação de camada híbrida amorfa com presença de *tags* desorganizados , zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 34. Interfase 2 terço coronário (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3500.00, elétrons retro-espalhados): formação de camada híbrida amorfa camada de dentina radicular deslocada com exposição de túbulos dentinários hibridizados.

Figura 35. Grupo 2 terço médio (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento 1500.00): Formação de camada híbrida com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 36. Interfase 2 terço médio (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): Formação de camada híbrida com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 37. Interfase 2 terço médio(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): Formação de camada híbrida descontínua com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 38. Interfase 2 terço médio (2) (Voltagem de aceleração : 20.00 Aumento: 2500.00): local com formação de camada híbrida descontínua sem *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 39. Interfase 2 terço médio (3) (Voltagem de aceleração : 20.00 Aumento: 2000.00): Local com formação de camada híbrida descontínua sem *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 40. Interfase 2 terço médio (4) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00, elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida descontínua com ausência de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 41. Interfase 2 terço médio(5) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): local com presença de camada híbrida descontínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 42. Interfase 2 terço médio (6) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): formação de camada híbrida com presença de *tags* curtos, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 43. Grupo 2 terço apical (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 500.00): Ausência de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 44. Grupo 2 terço apical (1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2500.00): Ausência de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 45. Grupo 2 terço apical (2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 4000.00): Ausência de camada híbrida contínua com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina .

Figura 46. Interfase 2 terço apical (5) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1300.00): Ausência de camada híbrida, presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

No grupo do cimento resinoso com ácido fosfórico gel, nível coronário observou-se a camada híbrida contínua ao longo da interfase dentina-cimento com presença de *tags* curtos. Na interfase pino-cimento/adensivo a camada era contínua sem presença de bolhas. A presença de bolhas era no cimento. No nível médio a camada híbrida era descontínua , diminuindo a

quantidade de *tags* sendo estes curtos. No terço apical a presença de camada híbrida era menos comum com ausência de *tags*.

Figura 47. Fratura teste de *push-out*. Grupo 3: 651A (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 55.00): Corte horizontal amostras *push-out*: fratura adesiva interfase cimento pino.

Figura 48. Interfase 3 terço coronário(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1500.00, elétrons retro-espalhados): formação de camada híbrida amorfa com presença de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 49. Interfase 3 terço coronário(2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1500.00, elétrons retro-espalhados): formação de camada híbrida amorfa com presença de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 50. Interfase 3 terço médio(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2000.00): Formação de camada híbrida descontínua sem *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 51. Interfase 3 terço médio(2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2200.00): Local com formação de camada híbrida descontínua sem *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 52. Interfase 3 terço médio (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): Formação de camada híbrida descontínua sem *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 53. Interfase 3 (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 100.00): Bolha de ar interfase cimento-pino camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 54. Interfase 3 (1) (Voltagem de aceleração 20.00 Aumento: 600.00): Interfases pino cimento dentina, formação de camada híbrida com ausência de *tags*, zona de hibridização presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina.

Figura 55. Interfase 3 terço apical (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2000.00). Formação de camada híbrida descontínua sem *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

No grupo do cimento resinoso com ácido fosfórico líquido, nível coronário foi observada a camada híbrida contínua ao longo da interfase dentina-cimento com presença de *tags* curtos. A interfase pino-cimento/adesivo era contínua sem presença de bolhas. As bolhas quando presentes observaram-se na camada do cimento. No nível médio a camada híbrida era

descontínua com menor quantidade ou ausência de *tags*. No terço apical apresentava-se camada híbrida contínua com ausência de *tags*.

Figura 56: Fratura por teste *push-out*. Grupo 4: 69A1M (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 50.00): Corte horizontal, amostras *push-out*: falha adesiva interfase cimento-dentina e cimento-pino

Figura 57: Fratura por teste *push-out*. Grupo 4: 69A1M (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 500.00): Corte horizontal, amostras *push-out*: falha adesiva interfase cimento-dentina espaço produz pela fratura, restos de cimento observa-se alguns *tags*.

Figura 58. Grupo 4 formação *tag* coronário (Voltagem de aceleração: 20.00 Magnification: 2000.00): presença de camada híbrida com *tags*

Figura 59. Grupo 4 *smear plug* (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 5000.00): Condutos dentinários com presença de *smear plug*

Figura 60. Interfase 4 terço coronário (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1500.00, elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida com presença de *tags*, zona de hibridização, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 61. Interfase 4 terço médio(2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00, elétrons retro-espalhados): ausência de camada híbrida contínua com presença de *tags*, zona de hibridização, presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários, presença de interfase pino-adesivo-cimento

Figura 62. Interfase 4 terço médio(2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): Ausência de camada híbrida contínua com presença de *tags*, zona de hibridização, presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 63. Interfase 4 terço médio(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00, elétrons retro-espalhados): Formação de camada híbrida contínua sem *tags*, zona de hibridização, presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 64. Interfase 4 terço médio(1) (Voltagem de aceleração 20.00 Aumento: 1000.00): Formação de camada híbrida contínua sem de *tags*, zona de hibridização, presença de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 65. Interfase 4 terço médio (Voltagem de aceleração 20.00 Aumento: 2200.00, elétrons retro-espalhados): formação de camada híbrida contínua com presença de *tags*, zona de hibridização,

presencia de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários, presencia de interfase pino-adesivo-cimento

Figura 66. Interfase 4 terço médio(1) (Voltagem de aceleração 20.00 Aumento: 400.00): Ausência de camada híbrida continua, zona de hibridização, presencia de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários, presencia de interfase pino-adesivo-cimento

Figura 67. Interfase 4 terço médio(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1000.00): Presencia de camada híbrida continua, zona de hibridização, presencia de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários

Figura 68. Interfase 4 terço apical(5) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 500.00): Ausência de camada híbrida continua, zona de hibridização, presencia de *gap* ao longo da interfase cimento-dentina, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários, presencia de interfase pino-adesivo-cimento

Figura 69. Interfase 4 terço apical (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2000.00, elétrons retro-espalhados): Interfase pino-adesivo cimento continua, camada de cimento resinoso com carga, exposição de túbulos dentinários.

Figura 70. Interfase 4 terço apical (Voltagem de aceleração 20.00 Aumento: 2500.00, elétrons retro-espalhados): Interfase cimento-adesivo-dentina presencia de cimento na camada de adesivo

Outras estruturas

Figura 71. Cimento carga 2 (1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2500.00): Corte ao longo do eixo, presença de camada híbrida com presença de *tags* interfaces dentina, adesivo-cimento-adesivo-pino

Figura 72. Cimento carga 2 (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2500.00) Camada cimento com presencia de partículas de carga tamanho aproximado 5 μ m

Figura 73. Cimento carga (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2500.00, elétrons retro-espalhados): Camada cimento com presencia de partículas de carga

Figura 74. Guta 4 carga(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1400.00): Guta-percha presencia de um *gap* com cimento com eugenol e dentina apical

Figura 75. Guta 4 carga(2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3000.00): Partículas do cimento com eugenol

Figura 76. Guta 4 carga (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2000.00): Guta-percha presencia de um *gap* com cimento com eugenol e dentina apical

Figura 77. Guta 4 carga(3) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 6000.00): Dentina radicular cimento com eugenol presença de *gap*.

Figura 78. Guta-percha 2 (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1400.00): Dentina radicular cimento resinoso guta-percha , presença de *gap*.

Figura 79. Guta-percha 2 (1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 3000.00): Dentina radicular cimento resinoso observa-se as partículas da carga e presença de *gap*.

Figura 80. Guta-percha 2 (2) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 4000.00): Dentina radicular cimento resinoso observa-se as partículas da carga e presença de *gap*.

Figura 81. Pinos 4 fibras(1) (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 500.00): Corte ao longo do eixo, fibras de vidro do pino.

Figura 82. Pinos 4 fibras (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 500.00): Corte ao longo do eixo, fibras de vidro do pino.

Figura 83. 691Mtamanho (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 700.00): Corte horizontal, fibras do pino deslocadas por teste mecânico.

Figura 84. Suspeita fibras (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 1500.00): Corte fibras do pino deslocadas por teste mecânico.

Figura 85. Fibras de pino (Voltagem de aceleração: 20.00 Aumento: 2000.00) Corte horizontal, fibras de vidro do pino.

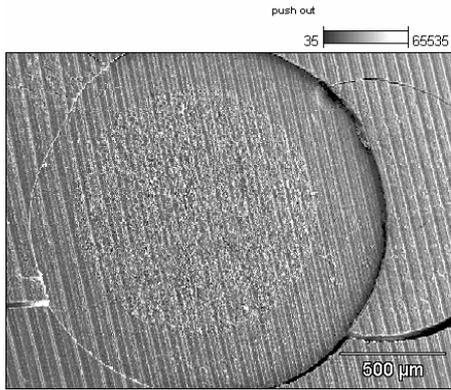


FIGURA 15: V.A: 20.00 A.: 50.00

interfase tterco coronario

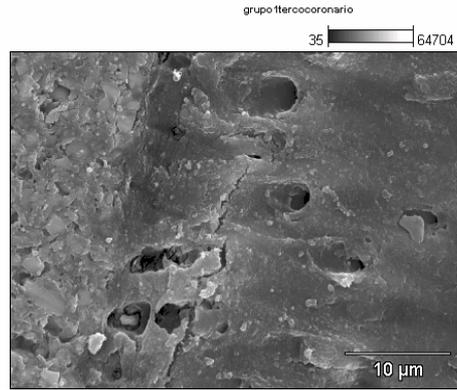


FIGURA 16: V. A.: 20.00 A.: 2500.00

grupo tterco apical

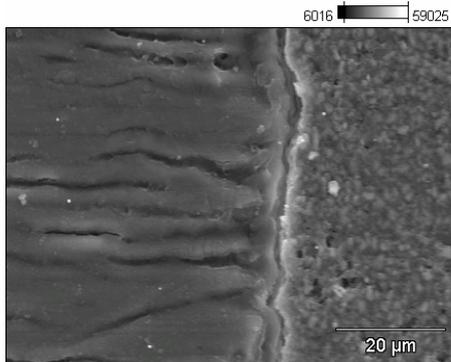


FIGURA 17: V. A.: 20.00 A: 1300.00

grupo tterco apical(3)

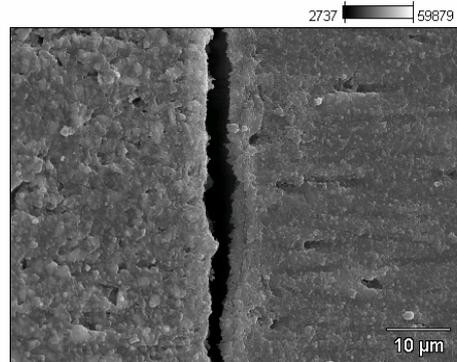


FIGURA 18: V.A: 20.00 A: 1500.00

interfase tterco apical

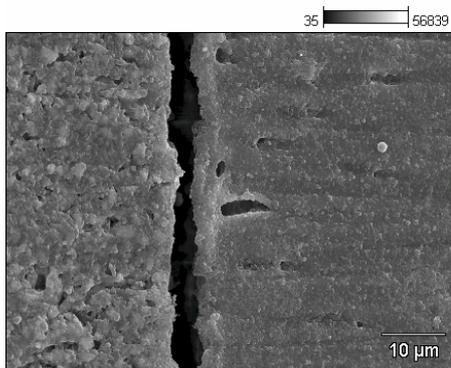


FIGURA 19: V.A: 20.00 A: 1500.00

402a

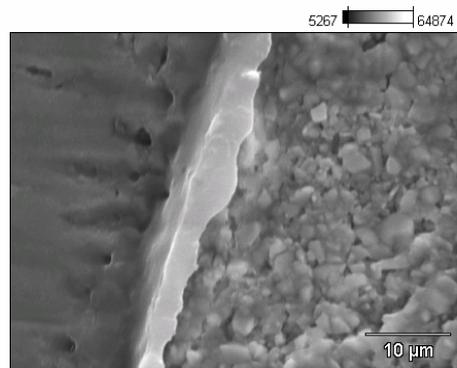


FIGURA 20: V.A: 20.00 A: 2000.00

402a carga.tif

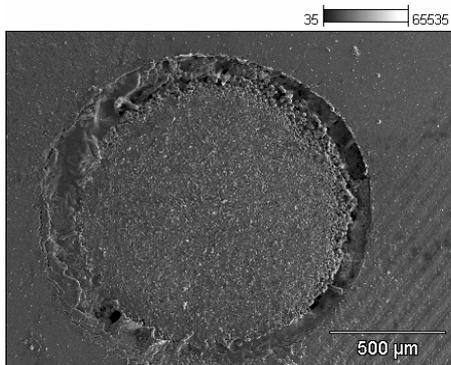


FIGURA 21: V.A: 20.00 A: 55.00

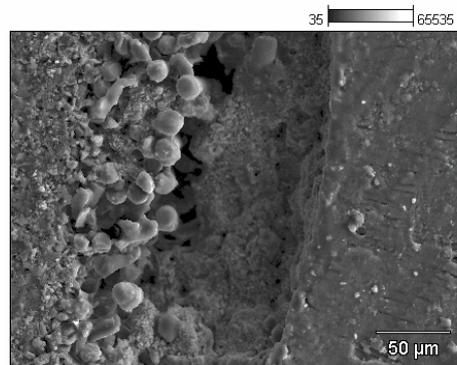


FIGURA 22: V.A 20.00 A: 350.00



FIGURA 23: V.A: 20.00 A: 500.00

grupo2tercococonario(1)

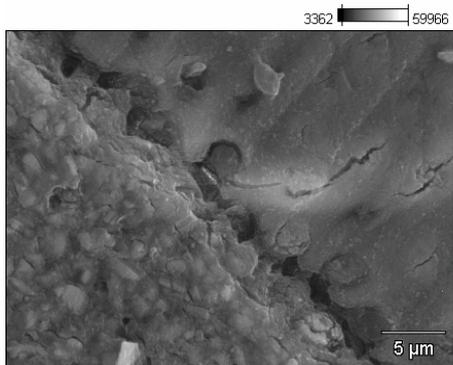


FIGURA 25: V.A: 20.00 A: 3000.00

interfase2tercoo coronario(1)

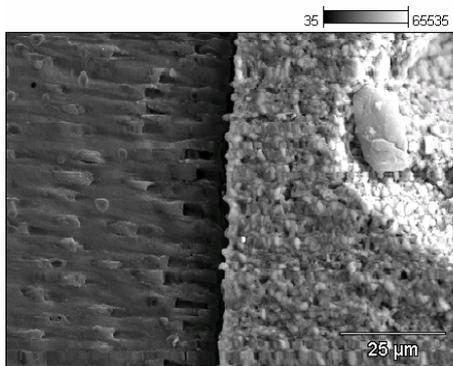


FIGURA 27: V.A: 20.00 A: 1000.00

interfase2tercoo coronario(3)

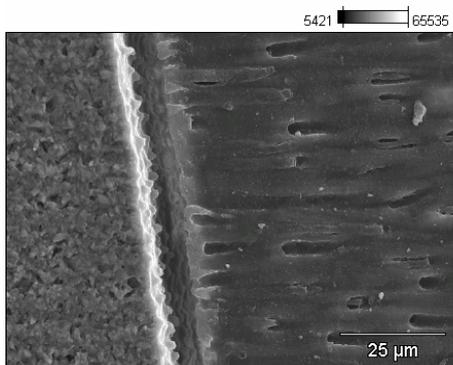


FIGURA 29: V.A: 20.00 A: 1000.00

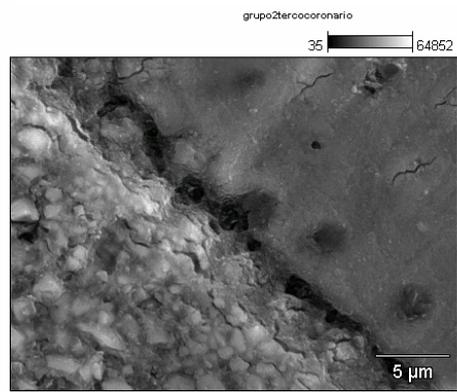


FIGURA 24: V.A: 20.00 A: 3000.00

grupo2tercococonario(2)

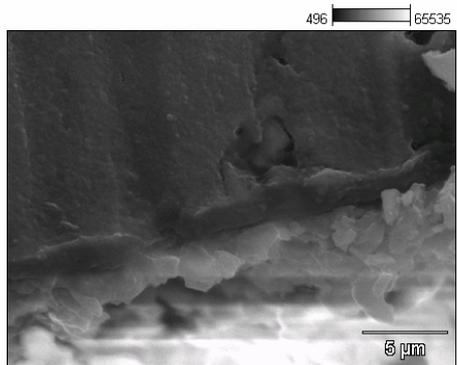


FIGURA 26: V.A: 20.00 A: 4000.00

interfase2tercoo coronario(2)

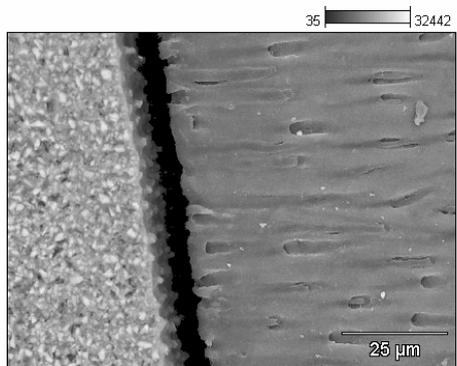


FIGURA 28: V.A: 20.00 A: 1000.00

interfase2tercoo coronario(4)

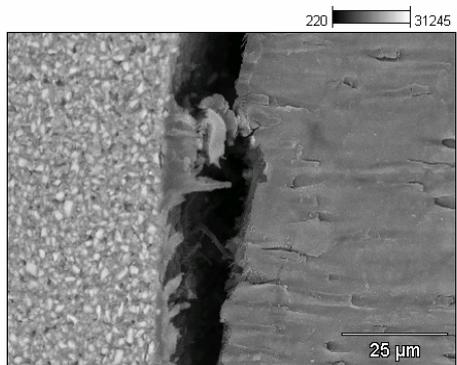


FIGURA 30: V.A: 20.00 A: 1000.00

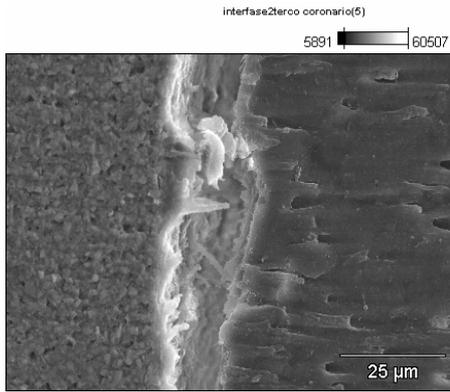


FIGURA 31: V.A: 20.00 A: 1000.00

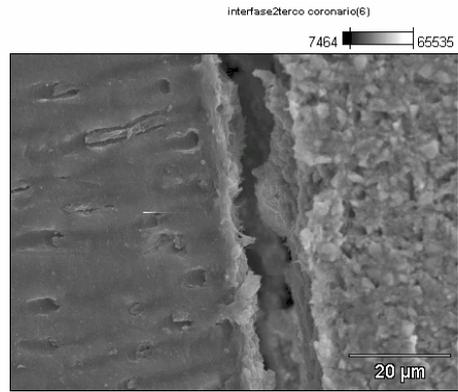


FIGURA 32: V.A: 20.00 A: 1200.00

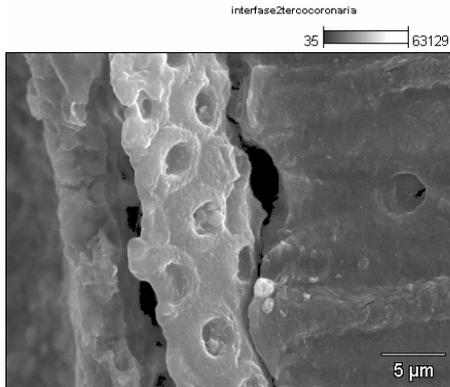


FIGURA 33: V.A: 20.00 A: 3500.00

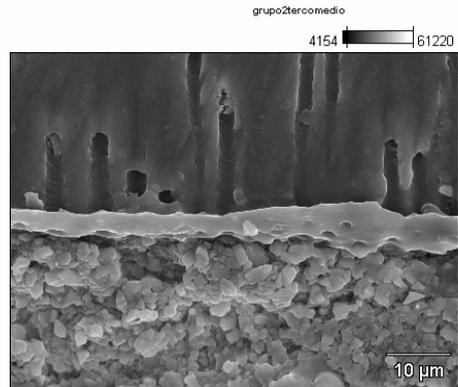


FIGURA 34: V.A: 20.00 A: 1500.00

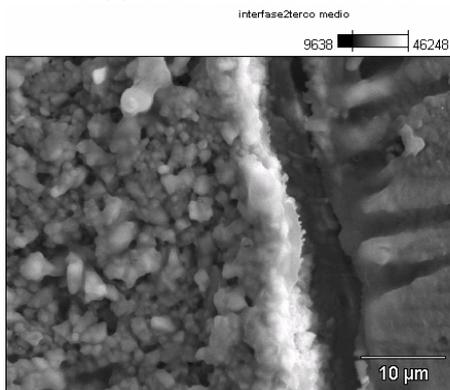


FIGURA 35: V.A: 20.00 A: 2000.00

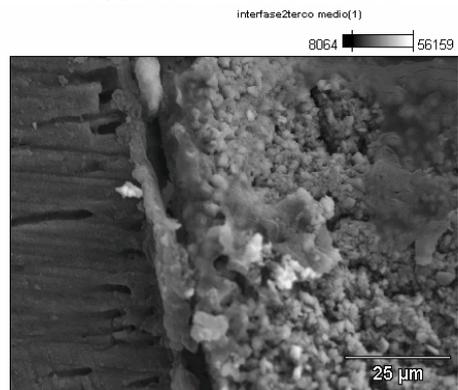


FIGURA 36: V.A: 20.00 A: 1000.00

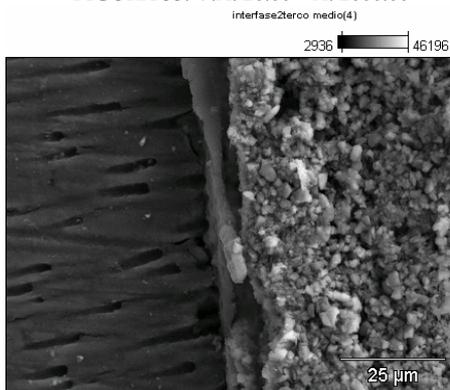


FIGURA 37: V.A: 20.00 A: 2500.00

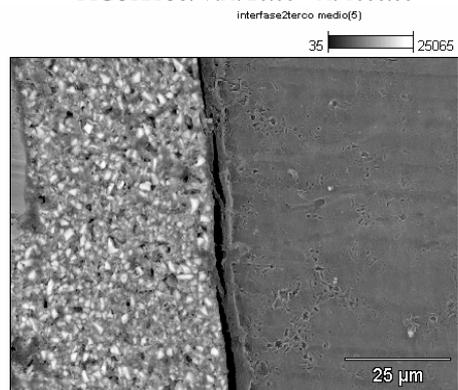


FIGURA 38: V.A: 20.00 A: 2000.00

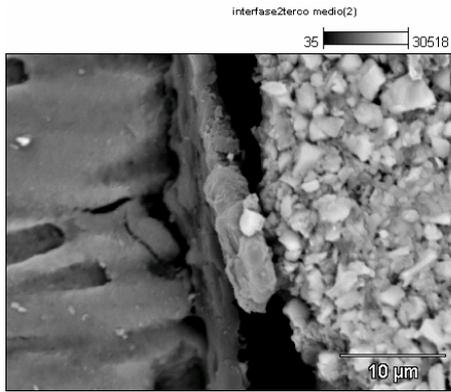


FIGURA 39: V.A: 20.00 A: 1000.00

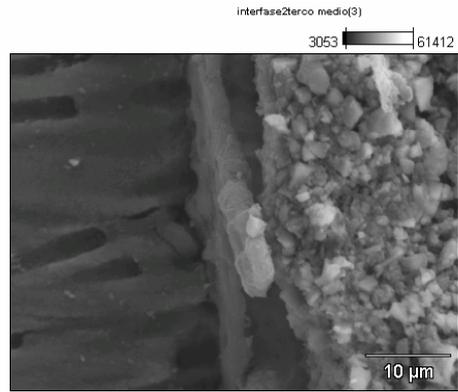


FIGURA 40: V.A: 20.00 A: 1000.00

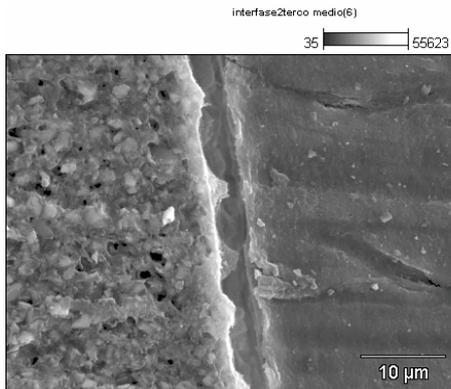


FIGURA 41: V.A: 20.00 A: 2000.00

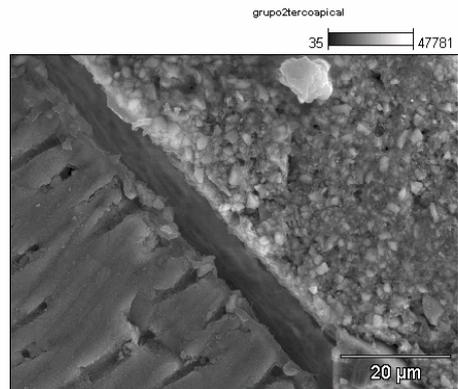


FIGURA 42: V.A: 20.00 A: 500.00

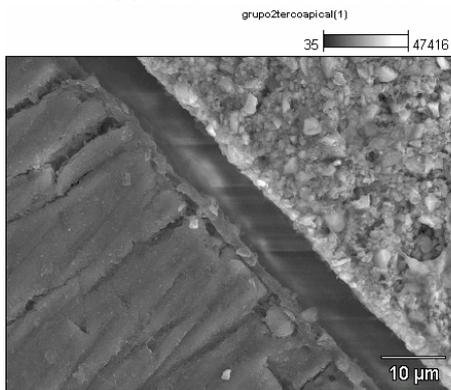


FIGURA 43: V.A: 20.00 A: 1500.00

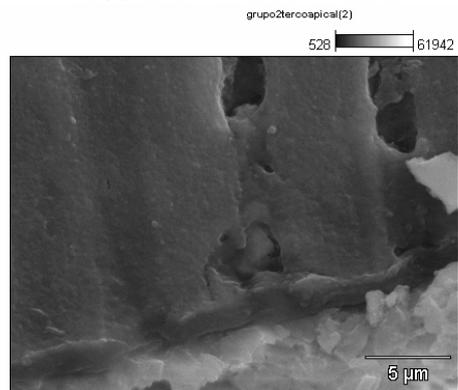


FIGURA 44: V.A: 20.00 A: 4000.00

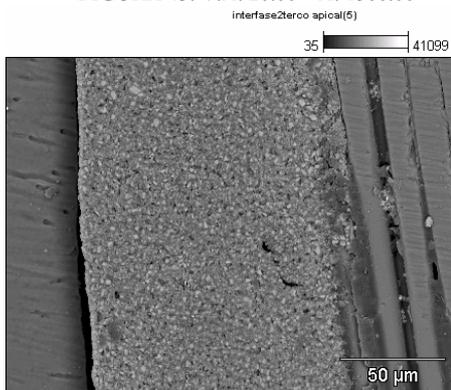


FIGURA 45: V.A: 20.00 A: 1300.00

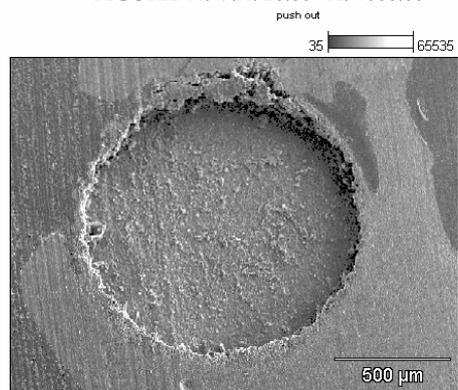


FIGURA 46: V.A: 20.00 A: 55.00

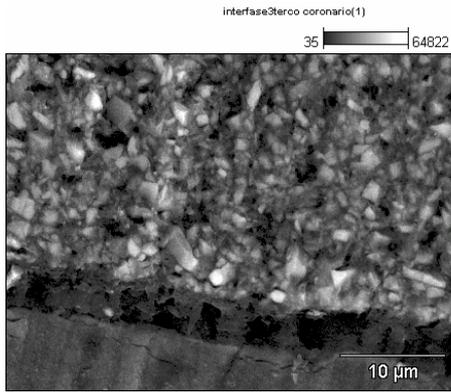


FIGURA 47: V.A: 20.00 A: 2500.00

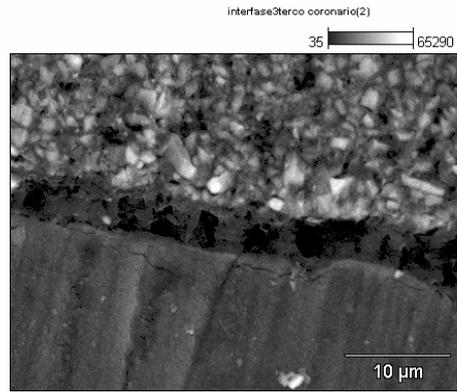


FIGURA 48: V.A: 20.00 A: 2500.00

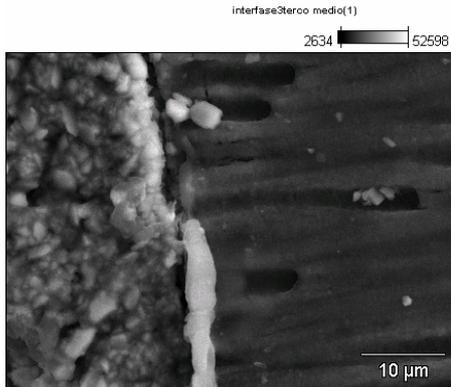


FIGURA 49: V.A: 20.00 A: 2000.00

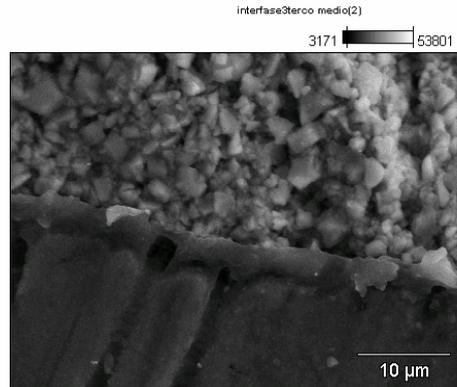


FIGURA 50: V.A: 20.00 A: 2200.00

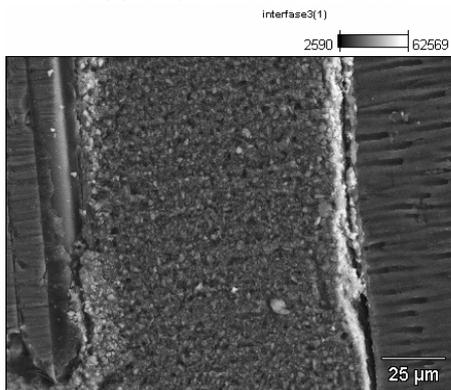


FIGURA 51: V.A: 20.00 A: 600.00

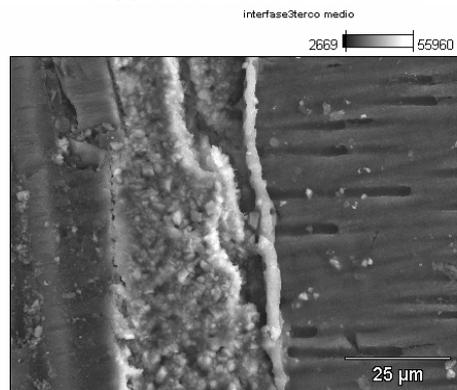


FIGURA 52: V.A: 20.00 A: 1000.00

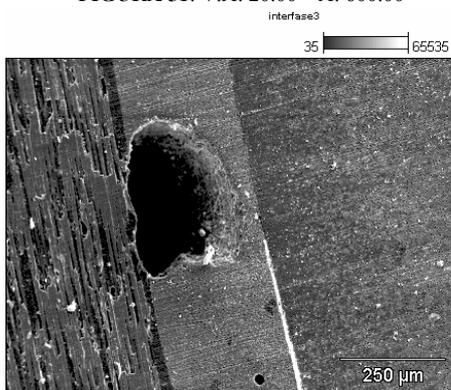


FIGURA 53: V.A: 20.00 A: 100.00

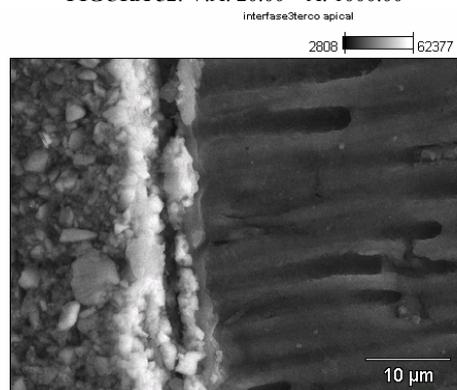


FIGURA 54: V.A: 20.00 A: 2000.00

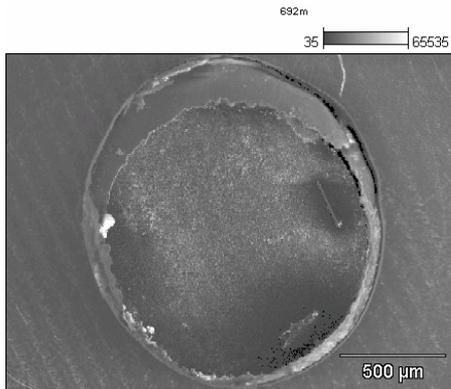


FIGURA 55: V.A: 20.00 A: 50.00
grupo4formaciontagoconario

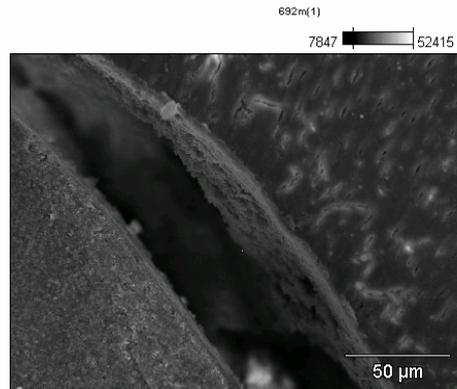


FIGURA 56: V.A: 20.00 A: 500.00
grupo4zmeaplug

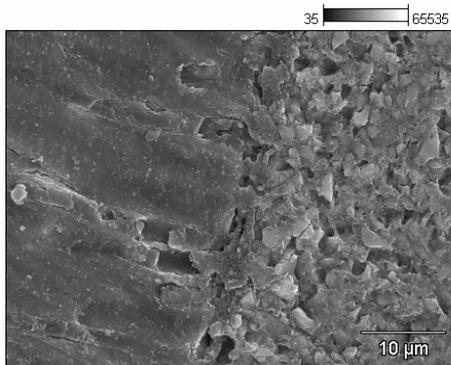


FIGURA 57: V.A: 20.00 A: 2000.00
interfase4tercoo coronario

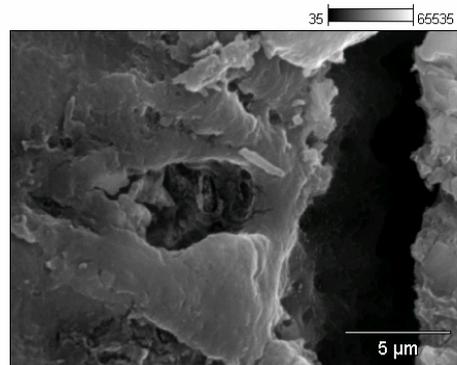


FIGURA 58: V.A: 20.00 A: 5000.00
pino4 fibras(2)

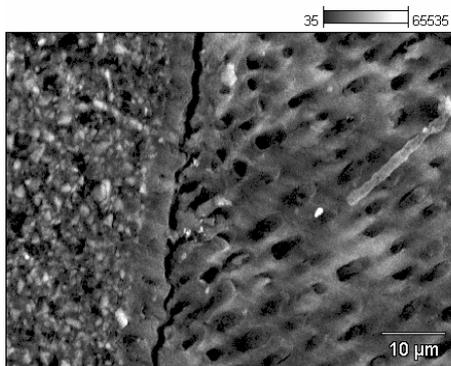


FIGURA 59: V.A: 20.00 A: 1500.00
interfase4 tercoo medio(2)

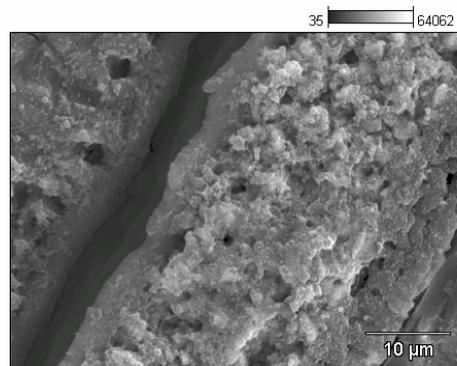


FIGURA 60: V.A: 20.00 A: 2000.00
interfase4tercoo medio(2)

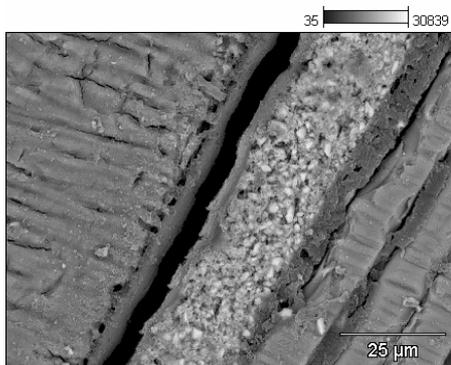


FIGURA 61: V.A: 20.00 A: 1000.00

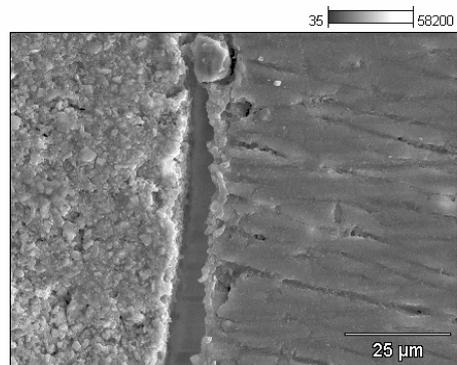


FIGURA 62: V.A: 20.00 A: 1000.00

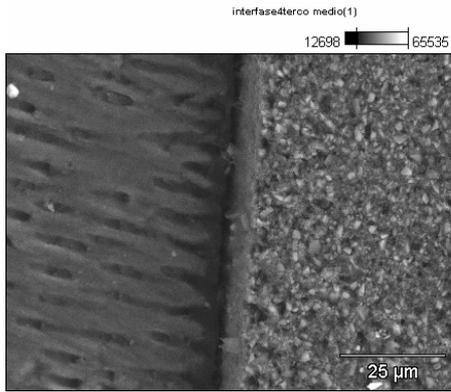


FIGURA 63: V.A: 20.00 A: 1000.00

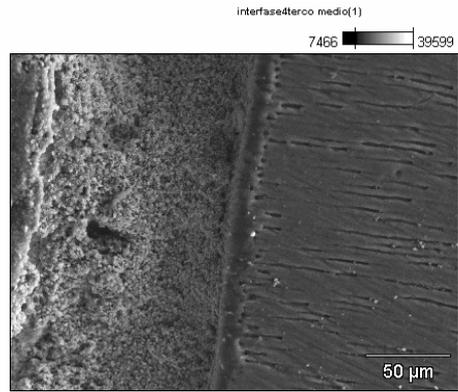


FIGURA 64: V.A: 20.00 A: 400.00

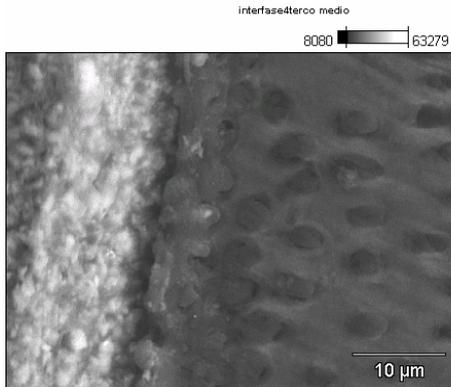


FIGURA 65: V.A: 20.00 A: 2200.00

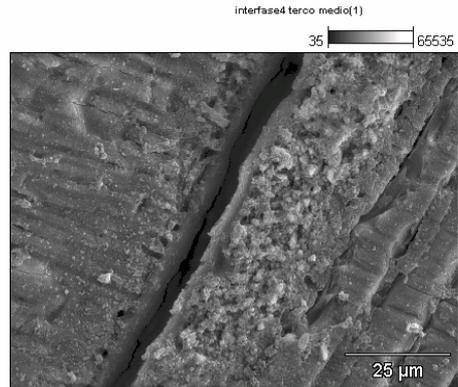


FIGURA 66: V.A: 20.00 A: 400.00



FIGURA 67: V.A: 20.00 A: 1000.00

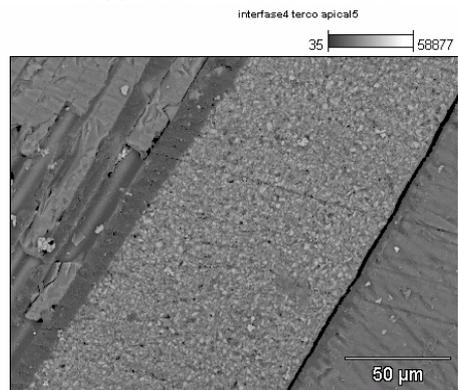


FIGURA 68: V.A: 20.00 A: 500.00

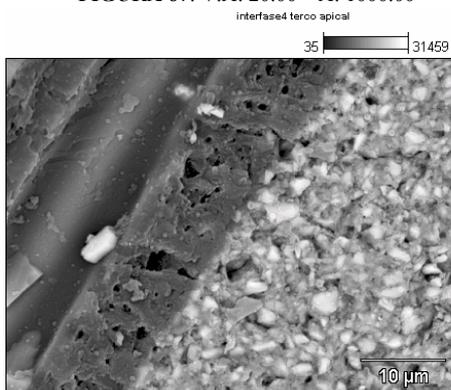


FIGURA 69: V.A: 20.00 A: 2000.00

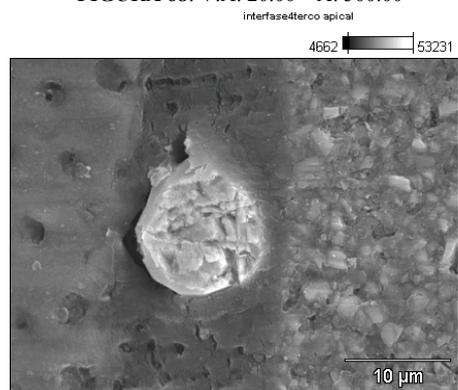


FIGURA 70: V.A: 20.00 A: 2500.00

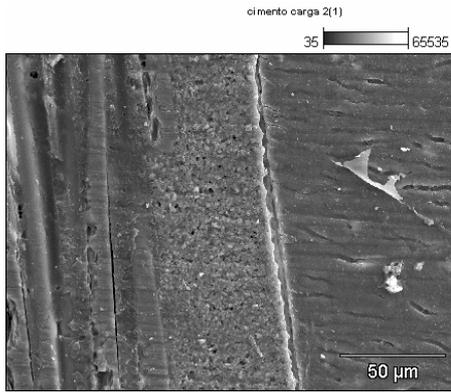


FIGURA 71: V.A: 20.00 A: 500.00

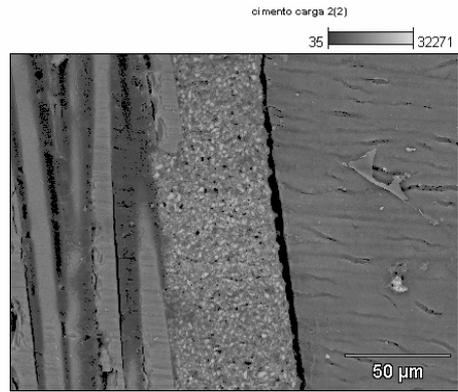


FIGURA 72: V.A: 20.00 A: 500.00

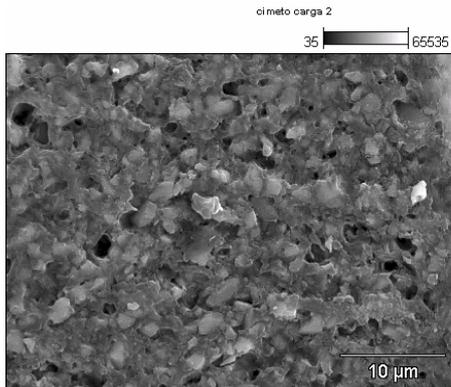


FIGURA 72: V.A: 20.00 A: 500.00

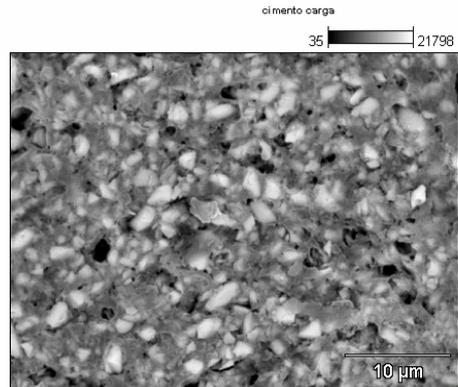


FIGURA 73: V.A: 20.00 A: 2500.00

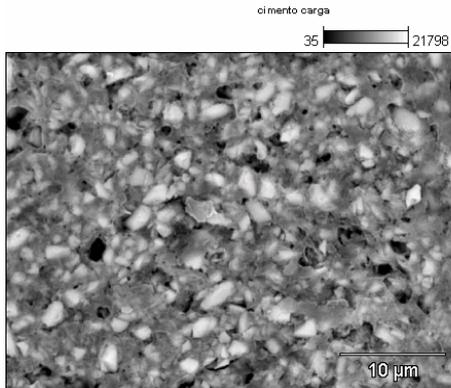


FIGURA 74: V.A 20.00 A: 2500.00

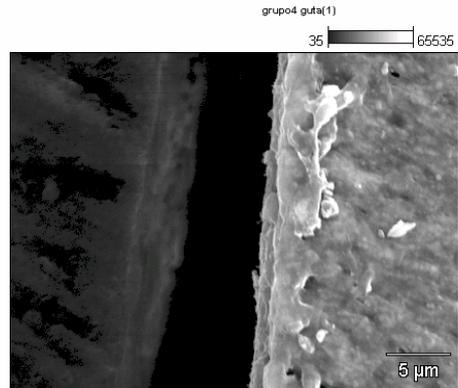


FIGURA 75: V.A: 20.00 A: 1400.00

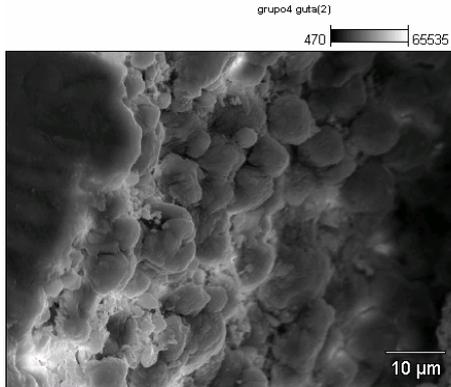


FIGURA 76: V.A: 20.00 A: 3000.00

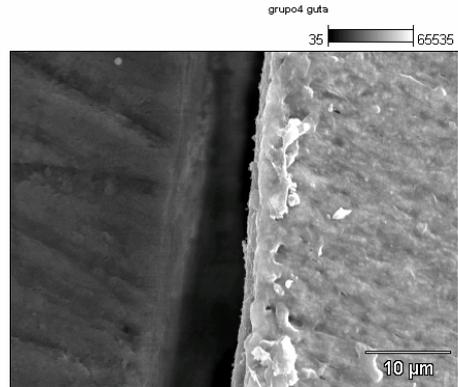


FIGURA 77: V.A: 20.00 A 2000.00

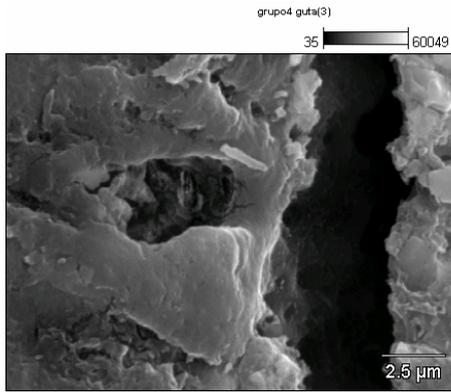


FIGURA 78: V.A: 20.00 A: 6000.00

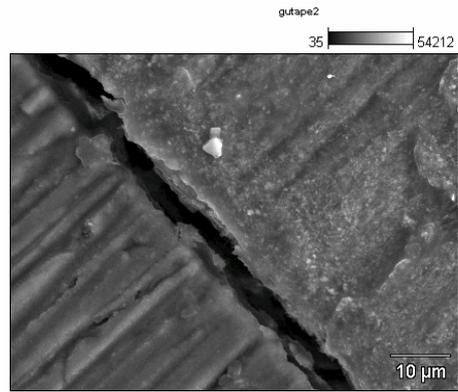


FIGURA 79: V.A: 20.00 A: 1400.00

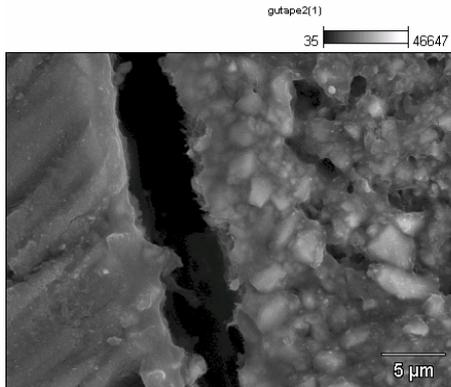


FIGURA 80: V.A: 20.00 A: 3000.00

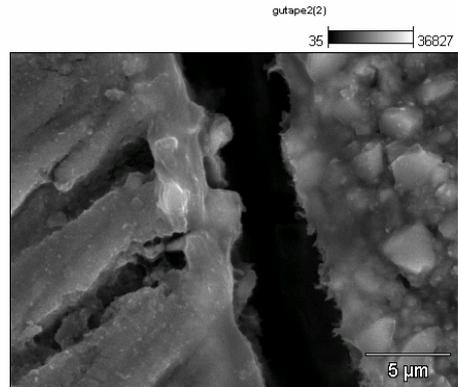


FIGURA 81: V.A: 20.00 A: 4000.00

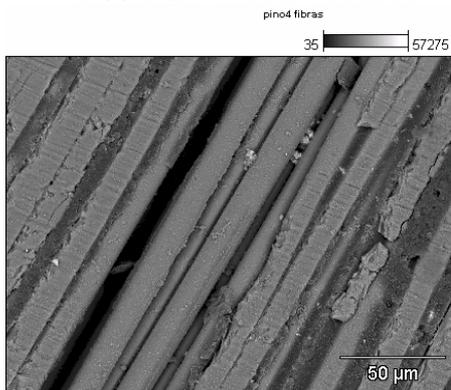


FIGURA 82: V.A: 20.00 A: 500.00

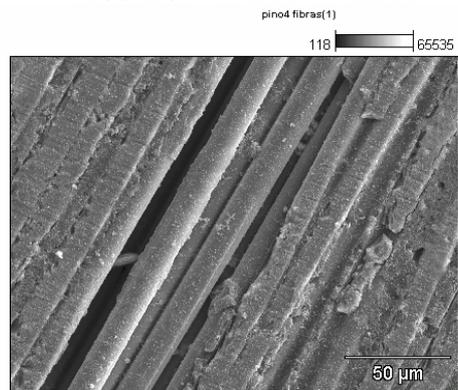


FIGURA 83: V.A: 20.00 A: 500.00

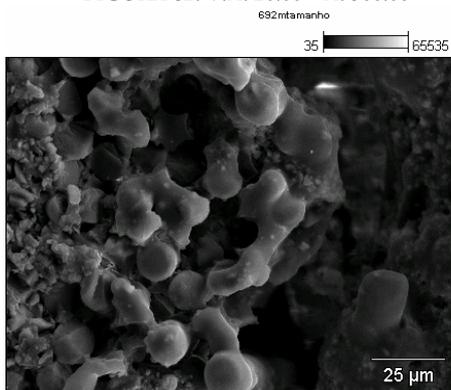


FIGURA 84: V.A: 20.00 A: 700.00

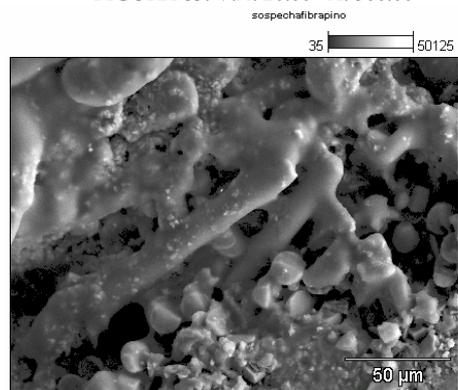


FIGURA 85: V.A: 20.00 A: 1500.00

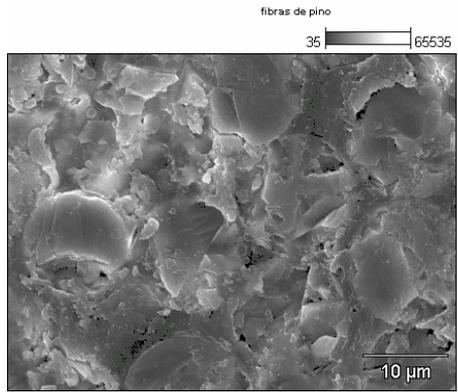


FIGURA 86: V.A: 20.00 A: 2000.00

DISCUSSÃO

Como demonstrado previamente, em nível coronário a utilização do ácido fosfórico tanto em gel como em líquido, no que diz respeito à forma de ação, não seriam diferentes. Ao contrário disto, no presente estudo, quando aplicados em nível radicular tem se encontrado diferenças significativas estatísticas entre ambos ácidos. No entanto, no grupo do cimento a base de resina (AHplus) não houve diferenças estatísticas significativas entre os dois ácidos tanto gel como o líquido nos terços cervical e médio, assim como nos grupos dos controles utilizando o ácido gel e o ácido líquido não houve diferença entre eles no terço cervical. Já quando foi utilizado o ácido fosfórico em gel em canais sem preparos endodônticos, diferenças significativas estatísticas entre os três terços podem ser observadas, sendo que, entre o terço apical e médio não houve diferenças estatísticas significativas ($p < 0,05$), observando-se a diminuição da resistência de união desde o terço cervical até o terço apical. Assim, a diferença estatística interessante de ser observada foi no terço apical comparando com os outros terços para todos os grupos aumentando a resistência de união toda vez que o ácido líquido era utilizado.

Estes achados encontrados a partir de duas apresentações diferentes de ácido fosfórico aplicado na raiz poderiam ser explicados devido à viscosidade, ou seja, à medida da consistência de um líquido e a sua incapacidade de escoamento. Assim, segundo o princípio de que um fluido altamente viscoso escoar mais lentamente, um fluido tipo gel, tixotrópico por natureza, não escoar promovendo um maior controle de aplicação. Conseqüentemente, um maior molhamento que permite um ângulo de contato reduzido naquelas áreas coronárias que são visíveis. Dado que em nível radicular a visibilidade é reduzida, a utilização do ácido fosfórico em gel impede este molhamento nas paredes não permitindo o controle da superfície de contacto do ácido com estas. Por outro lado, um maior molhamento e um ângulo de contato mais próximo ao zero, o qual seria o ideal, em nível radicular pode ser conseguido quanto mais líquido for o material (CRAIG, 1996). Assim, a dificuldade de utilização da apresentação do ácido em líquido no nível coronário, apresentaria benefícios no nível

radicular, já que particularmente neste caso o maior escoamento deste permite o contato entre o ácido com paredes que normalmente não são visíveis, o que acontece numa situação clínica no caso de uma restauração radicular ter que ser realizada. Assim, uma melhor remoção do *smear layer* seria conseguida em lugares pouco acessíveis como a parte mais apical, pois quando um preparo para pinos é feito, é modificada e atingida a dentina mais profunda ou apical (PASHLEY *et al.*, 2002).

Entretanto, poderia se pensar que a capilaridade que existe em nível dentinário permitiria *in vivo* uma difusão profunda dirigida ao periodonto ou ao ápice através do próprio material endodôntico, assim, a condutância de um material líquido nestas direções representaria uma contra-indicação de utilização deste tipo de apresentações de ácido fosfórico neste nível do dente. Não obstante, em nível radicular tem sido demonstrada uma condutância hidráulica baixa, ou seja, existe uma baixa permeabilidade da dentina radicular não vital podendo o conteúdo de água ser controlado (PASHLEY *et al.*, 2002, TAO *et al.*, 1989, TAO *et al.*, 1991; TAO *et al.*, 1989) ao contrário do que acontece com a dentina profunda da parte coronária, provavelmente como uma tentativa de proteção do periodonto de quaisquer dos tipos de agentes que poderiam ser dirigidos até esse local por capilaridade (FOGEL *et al.*, 1995). A permeabilidade é proporcional ao produto do diâmetro do túbulo e a densidade tubular ou ao número dos túbulos por unidade de área (FOGEL *et al.*, 1995) conseqüentemente a dentina radicular é menos permeável do que a dentina coronária devido a menor quantidade de túbulos por mm² (PASHLEY *et al.*, 2002). Já o condicionamento ácido em dentina tem se demonstrado melhor quando o ácido pode se difundir em direção dos túbulos dentinários (MARSHALL *et al.*, 1993)

Por outro lado, é interessante lembrar que os valores de resistência de união na dentina ainda são inferiores quando comparado ao esmalte, isto devido à diferente composição da dentina a qual apresenta menor conteúdo mineral e maior conteúdo orgânico (TYLSTRUP, 1999), somando-se a estas características particulares, as variações regionais existentes nas diferentes profundidades da dentina seja coronária (GARBEROGLIO & BRANNSTRONN, 1976; PASHLEY *et al.*, 1993; TOBA *et al.*, 2003; SUZUKI & FINGER, 1988) como radicular, as quais são antagônicas.

No presente estudo, foram detectadas diferenças entre os três terços radiculares, as quais foram estatisticamente significativas. No caso do grupo cimento endodôntico a base de eugenol (Endofill) combinados com o ácido fosfórico líquido não houve diferenças significativas entre os terços cervical e apical, embora ambos foram diferentes ao terço médio. No grupo controle combinados com o ácido líquido apresentou-se a mesma resposta

estatística entre os três. Já no grupo controle com o ácido gel não houve diferença estatística significativa entre os terços médio e apical, enquanto estes dois eram diferentes estatisticamente ao terço cervical (Tabela 7). Estes achados da existência de diferenças entre os três terços radiculares, podem ser atribuídos à diferente distribuição, a sua quantidade, ao diâmetro e à densidade dos túbulos dentinários radiculares, os quais variam em forma decrescente; desde o terço cervical e médio até o terço apical, sendo a densidade crescente desde cervical até o terço apical (FERRARI *et al.*, 2000, MANOCCI *et al.*, 2004). Embora esta disposição regional como foi indicado, visaria uma maior resistência de união, quando submetidas a forças de tração, no terço apical ou similares quando comparado com o terço coronário (MANOCCI *et al.*, 2004; GASTON *et al.*, 2001), ao contrário do que poderia ser esperado não foi observado no presente estudo nos grupos avaliados, exceto no grupo controle, no qual a resistência de união não foi estatisticamente diferente para o grupo do ácido líquido. Estes resultados poderiam nos permitir afirmar uma maior dependência com o tipo de condicionamento ácido do que com as diferenças regionais encontradas, discordando totalmente com uma das conclusões do estudo de GASTON *et al.*, (2001), sobre a presença de *smear layer* e desta não interferir na adesão. Por outro lado, já que neste mesmo estudo não se realizaram tratamentos de canal prévios, fazendo-se só os preparos para o pino intracanal, subestimando-se a provável influência do tipo de cimento endodôntico além do remanescente endodôntico ou *smear layer*.

Partindo deste ponto, trabalhos discutem se a presença do eugenol na composição do cimento endodôntico pode vir a interferir na adesão do agente cimentante utilizado para a cimentação de pinos intracanaís. Assim, existe uma divergência entre os resultados encontrados, sendo que alguns estudos encontraram que a composição do cimento endodôntico com eugenol diminuía a resistência de união, quando eram utilizados após materiais resinosos, aumentando as falhas devido a polimerização incompleta propiciada pelo eugenol (COHEN *et al.*, 2002; MANOCCI *et al.*, 2001)

Porém, outros autores afirmam que o eugenol existente nos cimentos endodônticos não representa um obstáculo ao processo de união dos agentes cimentantes resinosos, agindo do mesmo jeito quando foram utilizados cimentos com hidróxido de cálcio ou a base de resina, concluindo que a composição dos cimentos endodônticos não influencia na resistência de união e sim, o remanescente de material endodôntico que permanece aderido às paredes do canal radicular. (GANSS *et al.*, 1998; SCHWARTZ *et al.*, 1998; BOONE *et al.*, 2001; HAGGE *et al.*, 2002; WOLANEK *et al.*, 2001, KURTZ *et al.*, 2003)

No presente estudo foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre o

cimento a base de eugenol e o cimento a base de resina. Nos controles, que não foram submetidos ao tratamento endodôntico, houve um aumento na resistência de união, quando foram comparados com as amostras que receberam ambos os cimentos endodônticos tanto aquele a base de eugenol (Endofill) como o cimento resinoso (Ahplus), onde seus valores de resistência de união diminuíram, sendo estes valores diferentes estatisticamente menos no caso do cimento eugenol com o ácido fosfórico gel onde as forças aumentaram, não apresentando diferença estatística significativa. Isto indicaria que ambos os cimentos influenciaram a resistência de união do sistema adesivo-resinoso, independente da sua composição. Quando foi utilizado o cimento com base de eugenol (Endofill) os valores de resistência de união eram mais baixos do que quando foi utilizado o cimento resinoso (Ahplus) observando-se diferenças significativas na maioria dos casos, menos no terço apical comparando o grupo que não teve tratamento endodôntico com ambos os cimentos combinados com o ácido gel não houve diferença estatisticamente significativa, conseqüentemente a partir destes achados poderia ser assumido que os cimentos a base de eugenol (Endofill) diminuíram a resistência de união ainda mais do que o agente cimentante resinoso. No entanto, não houve diferença significativa na comparação entre ambos os cimentos tratados com o ácido líquido nos terço apical e médio. Assim, estes resultados demonstraram também dependência do tipo de ácido utilizado e do terço avaliado, observando-se novamente que os valores de resistência de união são afetados independentemente do tipo de cimento endodôntico utilizado, sendo reiterado que o condicionamento ácido seria mais importante do que o tipo de cimento utilizado, concordando com diversos estudos já mencionados, presentes na literatura.

.Por tanto no que diz respeito à escolha de utilização de cimento endodôntico estaria mais em relação com as vantagens apresentadas pelo tipo de selamento, do que pela influência da composição deles, tomando em conta que a obturação com cimentos resinosos foi indicada de permitir melhor selamento, diminuindo a infiltração (KARAPOUNT *et al.*, 2005, DEMOOR *et al.*, 2002; McMICHAEL *et al.*, 2003). Embora não foi o objetivo do estudo avaliar este quesito, é interessante avaliá-lo e considerá-lo dentro das vantagens e desvantagens dos materiais resinosos, podendo-se ressaltar que a utilização de cimentos resinosos permitiu uma aproximação dos valores de resistência de união com aqueles dentes sem preparos endodônticos, isto poderia ser explicado devido a uma maior compatibilidade entre os componentes dos cimentos resinosos podendo-se especular uma melhor distribuição de tensões entre os três substratos, porém, um melhor comportamento tipo bloco. Assim, a utilização de sistemas adesivos-resinosos em nível radicular, como selante do espaço

endodôntico, como material de preenchimento, ou como agente de cimentação dos pinos no canal em combinação com cimentos resinosos apropriados (FERRARI *et al.*, 2000) que é bastante recomendada, pode ser aceita como adequada, sempre que a técnica cuidadosa seja utilizada.

Neste ponto o controle da umidade em nível radicular é importante pois poderia influenciar a adesão dos materiais resinosos. Diversas estratégias de secagem da dentina tem sido postuladas. Por este motivo, a utilização de cones de papel ou aspiradores endodônticos se fazem alternativas adequadas que permitem também remover o *debris* produzido (LEE *et al.*, 2003). Embora ambos os tipos de secagens pareçam ser adequados, uma medida de umidade relativa é necessária para que ocorra uma adesão adequada, particularmente no caso de adesivos com acetona e álcool, a qual aumenta a resistência de união entre dentina e adesivos (KANCA III *et al.*, 1995), porém também difícil de conseguir.

A falta de aceso visual particularmente em nível médio e apical da raiz incrementa a possibilidade de erro da técnica e permitiria a presença de uma excessiva umidade. Por outro lado, uma secagem exagerada produziria camadas híbridas fracas ou não produziriam camada híbridas (FERRARI & TAY, 2003)

No que diz respeito à inclusão do adesivo tem sido recomendada a utilização de *microbrush* no canal com o fim de introduzir o adesivo e atingir todo o canal radicular na sua extensão e a sua especificação como de ser um passo importante que melhorariam os resultados de adesão diminuindo o deslocamento clínico (FERRARI *et al.*, 2003; 2001) A utilização de *microbrush* dependendo do diâmetro do preparo radicular é uma alternativa que permite pôr em contato adesivo com dentina. Infelizmente, o diâmetro da maioria dos micropincéis disponíveis no mercado tem como mínimo 1,4-1,5 mm. Na presente pesquisa foi utilizado um micropincel com um diâmetro de 1,2-1,38 mm, isto para um pino nº 2 de 1,3 mm de diâmetro, a recomendação feita por FERRARI *et al.*, (2000), é conferida e reiterada já que apesar de ter sido utilizado um micropincel de menor diâmetro em algumas amostras não foi fácil a inclusão do adesivo. Tendo em consideração a existência de diâmetros de pinos de 1,1 mm de diâmetro, a utilização neste caso de um micro-micropincel, como foi recomendado pelo estudo de FERRARI *et al.*, (2002), é importante de ser realizado. Por outro lado, a inclusão do material adesivo mediante a utilização de pontas de papel é uma alternativa recomendada mais pouco confiável, devido a sua capacidade de absorção o controle não é fácil de se padronizar.

As resinas utilizadas como cimentos resinosos apresentam diversas vantagens, pois podem agir como agentes cimentantes de pinos e como restaurador de núcleo (BOSCHIAN

PEST *et al.*, 2002). Atualmente, os cimentos resinosos têm sido indicados como material de escolha para a cimentação de pinos pré-fabricados principalmente por apresentarem maiores valores de resistência de união (GOLMAN *et al.*, 1984; NISSAN *et al.*, 2001), assim como baixa solubilidade, adesão na dentina, diminuição do efeito de cunha e precisar de menor perda da estrutura dental (PONTIUS *et al.*, 2002)

Estudos *in vitro* comparando a resistência de união de diferentes tipos de cimentos indicaram diferenças significativas, apresentando os cimentos resinosos altos valores de resistência de união e melhores selamentos nas interfaces dente-restauração (BOTT *et al.*, 2003) tanto para os cimentos duais (CHANG *et al.*, 2003), como para os cimentos resinosos autopolimerizáveis (KITASATO *et al.*, 2001; STEWARD *et al.*, 2002; MITCHELL *et al.*, 2000; JOHNSON *et al.*, 2004, ARI *et al.*, 2003), assim como alta resistência flexural e alta rigidez, acidez inicial baixa e radiopacidade adequada, sendo a etapa de fotopolimerização necessária (ATTAR *et al.*, 2003). Enquanto a viscosidade do agente cimentante, por ser em geral menos viscosos, produz alta contração de polimerização, diminuindo as forças de adesão e adaptação entre a restauração e o dente (HAHN *et al.*, 2001).

Esta situação é diferente no nível radicular, devido à camada delgada de cimento resinoso que permanece entre o pino e as paredes do canal ser aumentada. O fator C resultante desta situação apresenta-se extremamente desfavorável, dado o confinamento de cimento dentro do canal radicular (BOUILLAGUET *et al.*, 2003), assim cimentos com presa lenta reduzem as tensões na interface de adesão, permitindo liberar as tensões de polimerização.

Os cimentos de dupla ativação, devido à característica de possuírem um iniciador químico e um fotoiniciador, são indicados em situações clínicas onde há dificuldade de disponibilidade de luz para fotoativação. Assim, quando a camada de resina ou cerâmica é maior de 3 mm é recomendado a sua utilização. O estudo de CAUGHMAN *et al.* (2001), avaliando diferentes agentes cimentantes resinosos, seguindo os critérios de “cimentos para todo propósito”, demonstrou que nenhum dos cimentos duais conseguiram atingí-los, porém apesar da variedade de cimentos disponíveis atualmente, não há um cimento que seja ideal para todas as situações clínicas (ROSENSTIEL *et al.*, 1998).

No presente estudo a utilização de um cimento de presa dual poderia ter influenciado os resultados da pesquisa, possibilitando uma provável melhor e maior presa do cimento no nível apical, a isto poderia ser agregada a maior transmissão de luz através do pino de fibra de vidro dirigida até o ápice o qual também poderia ter contribuindo ao aumento da resistência de união no nível apical, reduzindo a falta de polimerização neste nível. Esta possibilidade é debilitada pelos resultados demonstrando-se que se houvesse existido esta influencia, esta

haveria também se estendido para todos os grupos e não só àqueles grupos que utilizaram o ácido na forma de gel como também àqueles que utilizaram o ácido na forma líquida.

Por outro lado, às forças de adesão dependem do ângulo de conicidade do pino, da superfície rugosa do pino como do canal e da espessura do cimento (NERGIZ *et al.*, 2002), assim como, da área da superfície de contato e distribuição uniforme do cimento resinoso-adesivo com a parede radicular e a superfície do pino (DRUMMOND, 2000; BOSCHIAN, 2002) A adaptação e adesão do agente cimentante na dentina são importantes quando é utilizada uma restauração indireta ou um pino intracanal, estes agentes devem manter a integridade para poder transferir as tensões das coroas ou restaurações ao dente equilibradamente. (IRIE *et al.*, 2004).

Assim, já que o tipo de inclusão do agente cimentante teria influencia a utilização de lentulo por ser uma recomendação amplamente pesquisada e recomendada (STOCKTON, 1999) foi escolhida.

Segundo GORACCI *et al.*, (2005), a utilização de silano nos pinos de fibra de vidro aumentam as forças de adesão, é importante uma técnica adequada junto à realização de um pré-tratamento à cimentação, assim como o condicionamento ácido, em combinação com um adesivo, como um passo importante que permita o aumento das forças de adesão (EL ZOHAIRY *et al.*, 2003; BOSCHIAN *et al.*, 2002).

Já tem sido postulada a existência de incompatibilidade entre os cimentos resinosos e os sistemas adesivos simplificados (TAY *et al.*, 2004, CARVALHO *et al.*, 2004). Assim, mesmo existindo uma provável influência desta incompatibilidade a probabilidade desta variável ter alterado os resultados foi estendida para todas as amostras.

O estudo de FRANCO *et al.*, (2002), indicou que quando foi utilizado o Prime&bond 2,1 só ou combinado com o ativador de autopolimerização em combinação com o cimento dual Enforce não foram encontradas diferenças, não encontrando incompatibilidade entre elas sempre que o protocolo seja corretamente seguido, logo levando em consideração a última afirmação, a utilização do protocolo indicado pelo fabricante foi realizada, assim não é atribuído uma influência sobre os resultados a partir da incompatibilidade entre adesivo e cimento.

Considerando os resultados obtidos mediante os diferentes testes mecânicos, os testes de microtração e tração tem sido os mais popularmente utilizados. SANO *et al.*, (1994), desenvolveu a técnica de microtração a qual avaliava a de força de união, em áreas pequenas, considerando o teste desta forma adequado e com resultados mais reais. Assim YOSHIKAWA *et al.*, (1998), avaliando as forças de união em dentina radicular, utilizando

este teste, encontrou maior resistência de união no terço apical. Estes achados foram conferidos por GASTON *et al.*, (2001), encontrando uma maior influência do terço independente do condicionamento ácido. Assim, seu os achados para sistemas adesivos que com e sem condicionamento ácido foram: terço coronário: 18,79- 12,24 MPa, terço médio: 19,95-14,05 MPa, terço apical 23-10,38/ 16,28-12,71 MPa. Já no estudo de BOSCHIAN PEST *et al.*, 2002, utilizando o teste de *push-out* encontraram outros resultados: min. 8,06MPa; max : 26,66Mpa. Assim, foram obtidos resultados comparáveis a microtração, embora estes resultados não possam se comparar a aqueles encontrados no nosso estudo, devido a que estes resultados foram obtidos assumindo o preparo como um todo e não fazendo divisões por terços como foi realizado neste estudo. Por outro lado, a possibilidade de se obter resultados de resistência de união menores poderia ser considerada, já que o estudo de GORACCI *et al.*, 2004 de comparação de testes mecânicos microtração com dois tipos de preparos: *trimming* (com desgaste ou ajuste) ou sem *trimming* (palito) e *push-out* indicaram que o teste de *push-out* seria o mais adequado, e dependendo do preparo, poderia até certo ponto ser comparável com o teste de microtração no que diz respeito aos resultados da resistência de união, visto que a diminuição destes foi observada. Por outro lado, mesmo se obtendo uma diminuição nos resultados, um ponto positivo e vantajoso seria a inexistente perda dos espécimes, o qual não acontece quando são preparadas amostras para o teste de microtração. Já quando comparado com outros testes (*pull-out*, *push-in*, *push-out*, *microdroplet* (microgota), fragmentação), avaliando interfaces tem se demonstrado também resultados discrepantes, concluindo-se que qualquer método utilizado é inexato, dando para os seus resultados só significado nominal (ZHENG *et al.*, 2002; ZHOU *et al.*, 2001)

Já o cálculo da área da superfície de dentina também representa uma variável que deve ser avaliada (DRUMMOND *et al.*, 2000), assim tomando em conta o formato elíptico e ovóide do canal (STOCKTON, 1999), a fórmula matemática utilizada no presente estudo foi a da área de um tronco de cone garantindo atingir área mais próxima com as paredes radiculares a partir da medida feita e conferida com paquímetro digital. Por outro lado, tem sido indicado que uma maior quantidade de fibras, o que implica maior diâmetro do pino, implica em maiores valores de resistência (GRANDINI *et al.*, 2005) por este motivo a utilização de um pino intermédio poderia ter outorgado também valores de resistência intermediários, porém menores aqueles achados em outros estudos.

Com o intuito de correlacionar estes resultados numéricos com os prováveis motivos de falha, a observação mediante MEV das interfaces de união é geralmente associada, já que

devido “à energia de deformação que é perdida, e a pouca confiabilidade dos resultados obtidos, é recomendado a análise da extensão do *crack* para avaliação da resistência da interface” (TANDOM & PAGANO, 1998)

Estudos tem reportado que as falhas de adesão aparentemente são encontradas na interface agente-cimentante e dentina radicular, apresentando esta interface as maiores forças de adesão, resultados relacionados com a presença de falhas sob MEV (BOSCHIAN *et al.*, 2002). Estes achados foram conferidos mediante outro estudo de MEV realizado, onde a maior quantidade de falhas foram observadas entre a interface cimento-dentina, sendo que não foram observados espaços nem falhas na superfície cimento-pino, achado conferidos pelo estudo de MANOCCI *et al.*, (2004) onde, a penetração do cimento no pino foi também adequada com os pinos de fibra de vidro, particularmente aqueles que apresentam uma matriz com polímeros de ligações cruzadas, adicionalmente a espessura desta penetração aumenta quanto maior tempo de contato esteja com a resina adesiva. Estes achados foram observados também quando foi realizada a MEV em os todos grupos avaliados, assim a presença de falhas na interface cimento-dentina foi comum a todas as amostras enquanto na interface cimento-pino a presença destas não foi observada. Estes achados poderiam ser relacionados com as falhas clínicas e maior presença de cimento na superfície do pino e do núcleo (KING *et al.*, 2003)

Por outro lado, VARELA *et al.*, (2003) observaram uma relação entre aumento de forças de adesão de um cimento resinoso e a formação de *tags* e anastomose intertubular em restaurações com pinos endodônticos. Assim, estes achados não foram conferidos pelo presente estudo onde a presença de camada híbrida ao longo dos pinos foi quase geral, enquanto a presença de *tags* foi quase nula segundo o terço radicular observado e o tipo de condicionamento utilizado.

FERRARI *et al.*, (2000), também estudaram a formação da camada híbrida e *tags* ao nível de dentina radicular, encontrando que no terço apical esta se apresentava com espessura significativamente menor, quando comparado aos terços coronário e médio. Enquanto o estudo de VICHI *et al.*, 2002 encontrou a maior formação de *tags* de resina e anastomose no terço cervical quando comparado com o terço apical. No presente estudo, a presença de camada híbrida e aparentes tentativas de formação de *tags* aumentaram desde o terço apical até o terço médio-cervical, sendo que quando era utilizado o ácido em gel a presença de alguns *tags* era mais comum no nível cervical e médio, já quando era utilizado o ácido em gel a presença de *tags* e camada híbrida estenderam-se até o terço apical. Assim, este comportamento estaria em relação com a dentina coronária onde a camada híbrida na dentina superficial foi quase livre

de *tags* resinosos enquanto aproximadamente o 50% das camadas híbridas em dentina profunda estão compostas por *tags* resinosos hibridizados (PASHLEY *et al.*, 2002). Por outro lado BOSCHIAN *et al.* (2002), sob MEV, não observaram uma distribuição homogênea do cimento ao longo das paredes do canal e dos *tags* de resina, exceto quando foi utilizado um adesivo de quarta geração, encontrando bolhas quando o adesivo era simplificado. Alguns autores acreditam que este comportamento também poderia ser devido à pressão de cimentação gerada no terço cervical que é maior neste nível e menor no terço apical (VICHI *et al.*, 2002). Por outro lado, a presença de *tags* longos ou curtos não está em relação com aumentos de forças de adesão, mas que a formação de uma camada de adesivo com alongamentos resinosos que outorguem certa retenção é importante (PASHLEY *et al.*, 2002). Assim, os achados deste estudo, não conferem com os últimos expostos. Porém a provável falta de formação e presença de *tags* ao longo dos terços poderia também ser atribuída a um acabamento excessivo durante o preparo das amostras, por outro lado às relativas baixas forças de adesão poderiam estar relacionadas com esta pobre formação de *tags*. Já quando foi utilizado o ácido fosfórico em líquido a presença de camada híbrida e de pequenos alongamentos tipos *tags* foi mais constante ao longo dos três terços radiculares, concordando com o estudo de BITTER *et al.*, (2004), o qual indicou que uma melhor e maior infiltração do adesivo na dentina radicular seriam permitidas após o condicionamento ácido total com ácido fosfórico.

Uma outra explicação poderia ser atribuída à utilização da técnica simplificada, ou seja adesivo em conjunto com cimento resinoso e polimerização junta, a qual tem sido indicada por não permitir a formação de *tags* observando-se espaços ou *gaps* na zona de interdifusão sob MEV (GRANDINI *et al.*, 2004). Por outro lado, a presença de bolhas ou ampolas tem sido relacionadas com diminuição de resistência de união (BELLI *et al.* 2001), ao contrário disto, outros achados tem demonstrado que a adesão não estaria influenciada pela presença de bolhas (BARNABÉ , 2003). Assim, neste estudo, a presença de *gaps* e bolhas na interface cimento dentina foi também observada, mas quando comparando os achados mediante MEV e os resultados em MPa uma relação entre presença de bolhas e forças de adesão não é possível ser formulada, a partir disto poderia se especular a não existência de relação entre eles. Por outro lado, isto não pode ser afirmado pois uma comparação mais detalhada entre eles não foi realizada.

Finalmente a verificação do desvio padrão e a observação do erro do quadrado das médias se faz um ponto importante, e de provável influência de resultados, fazendo daqueles resultados com menores desvios padrões mais confiáveis do que aqueles com uma maior

variabilidade (GASTON *et al.*, 2001). No presente estudo o erro do quadrado das médias é baixo quando comparado com o quadrado das médias, por outro lado, os graus de liberdade também são altos e os desvios padrões de todos os grupos são baixos, estes resultados estatísticos, por um lado, fazem os achados obterem maior confiabilidade mas por outro lado indicariam a possibilidade de achados de diferenças significativas quase para todos os grupos, o qual poderia induzir algumas diferenças estatísticas significativas. Particularmente, isto foi observado no grupo do AHplus líquido onde foram encontradas diferenças significativas nos três terços, embora os resultados das médias não apresentem-se tão distantes entre os terços cervical e apical. Por outro lado, a diferença estatística entre os dois cimentos achada, embora pequena, poderia ser também atribuída a este fenômeno estatístico.

CONCLUSÕES

Baseados nos resultados obtidos na metodologia empregada nos é lícito concluir que:

1. Sobre a influencia dos cimentos endodônticos nos resultados de adesão:
 - a. Os cimentos endodônticos a base de eugenol Endofill e a base de resina AHplus diminuem os valores de resistência de união do sistema adesivo-resinoso utilizado neste estudo.
 - b. Os maiores valores de resistência foram encontrados no grupo controle na maioria dos três terços estudados para ambos os tipos de ácido estudados: gel e liquido.

2. Quanto à utilização de duas consistências de ácido:
 - a. Dependendo do tipo de condicionamento ácido os valores de resistência de união são afetados influenciando os valores de resistência de união do sistema adesivo-resinoso.
 - b. A combinação cimento endodôntico com eugenol Endofill/ácido gel apresenta maiores valores de resistência assim como a combinação cimento resinoso AHplus/ácido liquido, nos terços cervical e no terço médio. Para ambos os cimentos, o ácido liquido aumentou s valores de resistência de união no terço apical.

3. Quanto a resistência adesiva nos três terços:
 - a. Entre os três terços utilizando os dois cimentos endodônticos e os dois ácidos, no caso do ácido fosfórico em líquido não houveram diferenças significativas entre os terços cervical e o terço apical mas houve diferença entre estes dois

com o terço médio, exceto quando era utilizado o cimento endodôntico Ahplus onde houve diferença nos três terços.

- b. Para o ácido fosfórico gel houve diferença estatística significativa em todos os terços exceto no terço apical do controle que não foi diferente ao terço médio mas foi diferente ao terço cervical.
4. Sobre o padrão de condicionamento obtido e o tipo de fratura
- a. Mediante MEV a maior quantidade de falhas foram observadas entre a interfase cimento-dentina, sendo que não foram observados espaços nem falhas na interfase cimento-pino.
 - b. Quando era utilizado o ácido em gel, a camada híbrida e aparentes tentativas de formação de *tags* aumentaram desde o terço apical até o terço médio e cervical, sendo que no terço apical nem sempre era observada camada híbrida.
 - c. Quando era utilizado o ácido em líquido a presença de *tags* e de camada híbrida estenderam-se até o terço apical sendo constantes ao longo dos três terços radiculares.
 - d. A análise de fratura das amostras permitiu observar 4 padrões diferentes de fratura nos três níveis:
 - Cervical: falha adesiva entre cimento-dentina com fratura em dentina.
 - Médio: falha adesiva entre cimento e dentina e cimento-pino.
 - Apical-Gel: falha adesiva cimento-dentina e falha coesiva no pino menor presença de cimento; Apical-líquido: falha adesiva cimento-dentina, e falha coesiva no pino maior presença de adesivo e cimento.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABBOTT PV., **Incidence of root fractures and methods used for post removal.** International Endodontic Journal, Victoria, v. 35, n. 1, p. 63-67, Jan. 2002.

AKKAYAN B., GÜLMEZ T., **Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Istanbul, v. 87, n. 4, p. 431-437, Apr. 2002.

ALBUQUERQUE RDC, VASCONSELOS WA., PEREIRA ALMS, Araraquara, **Anais do 15º Conclave Odontológico Internacional de Campinas ISSN 1678-1899-** n.104 - Mar/Abr – 2003.

ALBUQUERQUE RDC., DE ABREU POLLETO LT., FONTANA RHBTS., CIMINI A., **Stress analysis of an upper central incisor restored with different posts.** Journal of Oral Rehabilitation, Belo Horizonte, v. 30, n. 9, p. 936-943, Set. 2003.

ANUSAVICE KJ. Estrutura da matéria e princípios de adesão. cap.2, pg. 8, Propriedades mecânicas dos materiais dentários, cap. 4, p.28, IN: **Materiais Dentários**, Florida, 10 edição, 1998.

ARI, H., YAS EAR., SEMA BEL S., **Effects of NaOCl on Bond Strengths of Resin Cements to Root Canal Dentin.** Konya, Journal Of Endodontics, v.. 29, n.. 4, p. 248-252, Apr. 2003.

ATTAR N., TAM LE., MCCOMB D., **Mechanical and physical properties of contemporary dental luting agents,** Toronto, Journal of Prosthetic Dentistry, v. 89, n. 2, p. 127-134, Feb. 2003.

BAHARAV H., CARDASH HS., PILO R., HELFT M., **The efficacy of liquid and gel acid etchants.** Journal of Prosthetic Dentistry, v. 60, p. 545-547, 1998.

BARNABÉ W., **Avaliação in vitro da retenção às superfícies radiculares, através da resistência a extrusão, de dois pinos de fibras de vidro cimentados com três cimentos à base de resina.** Tese de Doutorado, área de Reabilitação Oral, Bauru, 2003.

BELLI S., ZHANG Y., PEREIRA PNR., PASHLEY DH., **Adhesive sealing of pulp chamber.** Journal of Endodontics, Konya, v. 27, n. 8, p. 521-532, Aug. 2001.

BITTER K, PARIS S, MARTUS P, SCHATNER R, KIELBASSA AM., **A Confocal Laser Scanning Microscope investigation of different dental adhesives bonded to root canal dentine,** International Endodontics Journal, Berlin, v.37, n.12, p.840-8, Dec 2004

BOONE KJ., MURCHISON DF., SCHINDLER WG., WALKER WA. III, **Post Retention: The effect of sequence of post-space preparation, cementation time, and different Sealers.** Journal of Endodontics, San Antonio, v.27, n. 12, p. 768-771, Dec. 2001.

BOSCHIAN PEST L., CAVALLI G., BERTANI P., MASSIMO G., **Adhesive post-endodontic restorations with fiber posts: push-out tests and SEM observations.** Dental Materials, Bresciam, v. 18, p. 596-602, Sep. 2002.

BOTT B., HANNIG M., **Effect of three different luting materials on marginal adaptation of class I ceramic inlay restoration in vitro.** Dental materials, Munich, v. 19, n. 4, p. 264-269, Jun. 2003.

BOYDE A., SWITSUR VR., STEWARD ADG., **Advances in fluorine research and dental caries prevention. An assessment of two new physical methods applied to the study of dental tissues.** Oxford pergamon press, v.30, p.185-93, 1963, IN: DEKON AFC., **“Inter-relation smear layer with cleansers conditioners and primers.** Revista da FOB v.2, n.3, Jul-set, 1994.

BOUILLAGUET S, TROESCH S, WATAHA JC, KREJCI I, MEYER JM, PASHLEY DH

Microtensile bond strength between adhesive cements and root canal dentin. Geneva, Dental Materials, n. 19, v. 3, p. 199-205. May, 2003.

BRANNSTRÖM M., NORDENVALL KJ., **Effects of acid etching on enamel, dentin and the inner surface of the resin restoration: a scanning electron microscope study investigation.** Journal of dental Researches, Goteborg , v. 56, p. 917-923, 1977

BUONOCUORE M., WILEMAN W., BRUDEVOLD F., **A simple method of increasing the adhesion of a acrylic filling material to enamel surfaces,** Rochester, v 34 n. 5 p. 849-853, June 1955.

BUONOCUORE M., WILEMAN W., BRUDEVOLD F., **A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces,** Rochester, Journal of Dental Research, v. 35, n.6, p. 846-851. Dec 1956.

BURGUESS JO., SUMMITT JB., ROBBINS JW., **The resistance to tensile, compression, and torsional forces provided by four post systems.** The Journal of Prosthetic Dentistry, San Antonio, v. 68, n. 6, p. 899-903, Dec. 1992.

CARVALHO RM, PEGORARO TA, TAY FR, PEGORARO LF, SILVA NR, PASHLEY DH. **Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilize self-etching primers to dentine.** Journal of Dentistry, Bauru, v.32, n.1, p.55-65, Jan. 2004.

CAUGHMAN WF., CHAN DCN., RUEGGERBERG FA., **Curing potential of dual-polymerizable resin cements in simulated clinical situations.** Journal Prosthetic Dentistry, Georgia, v. 85, n. 5, p. 479-84, May 2001.

CHANDRA N. , ANANTH C. R., **Analysis of interfacial behavior in MMCs and IMCs by the use of thin-slice push-out tests ,** Composites Science and Technology, Florida, v. 54, n.1, p.87-100, 1995.

CHANDRA N., GHONEM H., **Interfacial mechanics of push-out tests: theory and experiments,** Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, Florida., v. 32, n. 3-4, p.575-584, Mar-Apr., 2001.

CHANG-SK, MASSA TR., ROHRER GS., **Modeling the relationship between microstructural features and the strength of WC–Co composites**, International Journal of Refractory Metals and Hard Materials, Pittsburgh, n. 6, p. 75-89, June 2005.

COHEN BI., VOLOVINH Y., MUSIKANT BL., DEUTSCH AS., **The effect of Eugenol and Epoxy-resin on the strength of a hybrid composite resin**. Journal of Endodontics, South Hackensack, v. 28, n. 2, p. 79-82, Feb. 2002.

COONEY JP., CAPUTO AA., TRABERT KC., **Retention and stress distribution of tapered-end endodontic post**. The Journal of Prosthetic Dentistry, Los Angeles, v.55, n. 5, p.540-546, May 1986.

CRAIG ,R., **“Applied surface phenomena”** , cap.2, p. 12-28, IN Restorative Dental Materials, Houston, 9º edição, 1993.

DE MOOR RJ, HOMMEZ GM., **The long-term sealing ability of an epoxy resin root canal sealer used with five guttapercha obturation techniques**. International Endodontics Journal, Ghent, v.35, n.3, p.275-82, Mar 2002.

De RIJK WG., **Removal of fiber posts from endodontically treated teeth**. American Journal of Dentistry, Schaumburg, v.13, Special Issue, p. 19B-21B, May 2000.

DEHOFF PH, ANUSAVICE KJ., WANG Z., **Three dimensional finite element analysis of the shear bond strength**, Florida, v.11, p. 126- 131, Mar. 1995.

DI NOTA LC., FORTUNA CR., FONSECA MENIN ML., QUINTAR A., **Restaurações de dentes tratados endodonticamente com Pinos pré-fabricados**. São Paulo, 2000, cap.14, p. 411-442, In: FELLER C., GORAD R., **Atualização na Clínica Odontológica: cursos antagônicos**.

DOLLAR A., STEIF PS., **Load transfer in composites with a coulomb friction interface**. International Journal of Solids Structures. Florida, v. 24, p. 789-803, 1988.

DRUMMOND JI., **In vitro evaluation of Endodontic post.** American Journal of Dentistry, Chicago, v. 13, Special Issue, p.5B-8B, May 2000.

EICK JD., **Scanning electron microscopy of cut tooth surfaces and identification of debris by use of electron microfobe.** Journal of Dental Researches, Jena, v. 36, p137-142, 1978.

EL ZOHAIRY AA., DE GEE AJ., MOHSENB MM., FEILZER AJ., **Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks.** Dental Materials, Amsterdam, v. 19, n. 7, p. 575-583, Nov. 2003.

ESKITAŞCIOĞLU G., BELLI S. KALKAN M., **Evaluation of two post core systems using two different methods (Fracture strength test and a finite elemental stress analysis).** Journal of Endodontics, Konya, v.28, n. 9, p. 629-633, Sep. 2002.

FERNANDES AS., SHETTY S., COUTINHO I., **Factors determining post selection: A literature review.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Bambolim Goa, v.90, n. 6, p. 556-562, Dec. 2003.

FERRARI M, TAY FR. **Technique sensitivity in bonding to vital, acid-etched dentin.** Operative Dentistry, Siena, v.28, n.1, p.3-8, Jan-Feb, 2003.

FERRARI M., MANOCCI F., **A one-bottle system for bonding a fiber post into a root canal: an SEM evaluation of the post resin interface.** International Endodontics Journal. Siena, v. 33, n.4, p. 397-400, July 2000.

FERRARI M., MANOCCI F., VICHI A., CAGIDIACO MC.,MJÖR IA., **Bonding to canal: Structural characteristics of the substrates.** American Journal of Dentistry, Siena, v. 13, n. 5, Oct. 2000.

FERRARI M., VICHI A., GARCÍA-GODOY F., **Clinical evaluation of fiber-reinforcement epoxy resin posts and cast and cores.** American Journal of Dentistry, Siena, v. 13, Special Issue, p. 15B-18B, May 2000.

FERRARI M., VICHI A., GRANDINI S., **Efficacy of different adhesive techniques on bonding to root canal walls: an SEM investigation.** Dental Materials, Siena, v.17, n. 5, p. 422-42, Set. 2001.

FERRARI M., VICHI A., MANOCCI F., MASON PN., **Retrospective study of clinical performance of fiber posts.** American Journal of Dentistry, Siena, v. 13, Special Issue, p. 9B-13B, May 2000.

FERRARI M., GRANDINI S., SIMONETTI M., MONTICELLI F., GORACCI C., **Influence of a microbrush on bonding fiber post into root canals under clinical conditions.** Oral surgery oral medicine oral pathology, Siena, v. 94, n. 5, p. 627-31, Nov. 2002.

FINGER WJ., AHLSTRAND WM., FRITZ UB., **Radiopacity of fiber-reinforced resin posts.** American Journal of Dentistry, Bologne, v. 15, n. 15, p. 81-84, Apr. 2002.

FOGEL HM. **Microleakage of posts used to restore endodontically treated teeth.** Journal of Endodontics, Manitoba, v.21, n.7, p.376-91, Jul. 1995.

FOGEL HM., MARSHALL FJ., PASHLEY DH., **Effects of distance from pulp and the thickness on the hydraulic conductance of human radicular dentin.** Journal of Dental Research, Manitoba, v. 67, n. 11, p. 1381-1385, Nov. 1988.

FRANCO EB., LOPES LG., D'ALPINO AHP., PEREIRA JC., MONDELLI RFL., NAVARRO MFL., **Evaluation of compatibility between different types of adhesives and dual cured resin cement.** Journal of Adhesive Dentistry, Bauru, v. 4, n.4, p. 271-175, 2002

FUSAYAMA T., NAKAMURA M., KUROSAKI N., IWAKU M., **Non pressure Adhesion of a new Adhesive restorative resin.** Tokyo, v. 58, n.4, p. 1364-1370, Apr. 1979.

FUSS Z., LUSTING J., KATZ A., TAMSE A., **An Evaluation of Endodontically Treated Vertical root fracture teeth: Impact of Operative Procedures.** Journal of Endodontics, Tel Aviv, v. 27, n. 1, p. 46-48, Jan. 2001.

GANSS C., JUNG M., **Effect of Eugenol- containing temporary cements on bond**

strength of composite to dentin. Operative Dentistry, Giessen, v.23, n. 2, p. 55-62, Mar. 1998.

GARBEROGLIO R, BRANNSTROM M., **Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules.** Archives of Oral Biology, Siena, v. 21, n. 6, p.355-362, Jan, 1976.

GARCIA FCP., DÁLPINO PHP., TERADA RSS., CARVALHO RM., **Mechanical tests for laboratory evaluation of resin/ dentin bonding.** Rev. Fac. Odont. Bauru., v.10, n.3, p.118-127, Mar. 2002.

GASTON BA., **Evaluation of regional bond strength of resin cement to endodontic surfaces.** Journal of Endodontics, São Paulo, v.27, n.5, p. 321-334, May 2001.

GILPATRICK RO, JOHNSON W, MOORE D, TURNER J., **Pulpal response to dentin etched with 10% phosphoric acid.** American Journal of Dentistry, Memphis, v. 9, n.3, p. 25-9, Jun.1996.

GIOVANNI JR., Geometria In: **Matemática: 2º grau.** São paulo: FTD, 1988. p. 351-412.

GLAZER B., **Restoration of Endodontically Treated Teeth with Carbon Fibre Posts — A Prospective Study.** Journal of the Canadian Dental Association, Toronto, v. 66, n. 11, p. 613-618, Dec. 2000.

GOLDMAN M., DeVITRE R., TENCA J., **Cement distribution and bond strength in cemented posts.** Journal of Dental Researches, Boston, v. 63, n. 12, p. 1392-1395, Dec. 1984.

GORACCI C, RAFFAELLI O, MONTICELLI F, BALLERI B, BERTELLI E, FERRARI M., **The adhesion between prefabricated FRC posts and composite resin cores: microtensile bond strength with and without post-silanization.** Dental Materials, Siena, v. 21, n.5, p.437-444, May. 2005.

GORACCI C, SADEK FT, MONTICELLI F, CARDOSO PE, FERRARI M., **Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their**

measured bond strengths. Dental Materials, Siena, v.20, n. 7, p.643-54, Sep.2004.

GORACCI C, TAVARES AU, FABIANELLI A, MONTICELLI F, RAFFAELLI O, CARDOSO PC, TAY F, FERRARI M. **The adhesion between fiber posts and root canal walls: comparison between microtensile and push-out bond strength measurements.** European Journal of Oral Science, Siena, v.112, p.4, p.353-61. Aug. 2004.

GRANDINI S., BALLERI P., FERRARI M., **Scanning Electron Microscopic investigation on de surface of fiber posts after cutting.** Journal of Endodontics, Siena, v.28, n. 8, p. 610-612, Aug. 2002.

GUICHET B., SANGLEBŒUF JC. , VASSEL A., BRETHEAU T. , **A study of the micromechanical push-out test: Response of an SCS-6/Ti-6242 composite.** Composites Science and Technology, Cedex, v.58, n.5, p.665-670, 1998.

HAGGE MS., WONG RDM., LINDEMUTH JS., **Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement.** International Endodontic Journal, San Francisco, v.35, n. 4, p. 372-378, Apr. 2002.

HAHN P., ATTIN T., GROFKE M., HELLWIG E., FREIBURG, **Influence of resin cement viscosity on microleakage of ceramic inlays,** Dental Materials, Freiburg, v. 17, n. 1, p. 191-196, Jan. 2001.

HAMID A, SUTTON W, HUME WR., **Variation in phosphoric acid concentration and treatment time and HEMA diffusion through dentin.** American Journal of Dentistry, San Francisco, v.9, n.5, p. 211-4, Oct., 1996.

HEYDECKE G., BUTZ F., STRUB JR., **Fracture resistance and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with proximal cavities after restoration with different post and core systems: an *in vitro* study.** Journal of Dentistry, Michigan, v. 29, n. 6, p. 427-433, Aug. 2001.

HEYDECKE G., PETERS MC., **The restorations of Endodontically treated, single rooted teeth with cast or direct posts and cores: A systematic Review.** The Journal of Prosthetic

Dentistry, Michigan, v. 87, n. 4, p 380-386, Apr. 2002.

IRIE M., SUZUKI K., WATTS DC., **Marginal and flexural integrity of three classes of luting cement, with early finishing and water storage.** Dental Materials, Okayama, v. 20, n.1, p. 3-11, Jan. 2004.

JOHNSON GH., HAZELTON LR., BALES DJ., LEPE X., **The effect of a resin-based sealer on crown retention for three types of cement.** Journal of Prosthetic Dentistry, Seattle, v. 91, n. 5, p. 428-435, May. 2004.

KANCA III, SANDRICK J., **Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion.,** Middlebury, v. 11, n. 4, Aug. 1998.

KING PA., D. J. SETCHELL DJ., J. S. REES JS., **Clinical evaluation of a carbon fiber reinforced carbon endodontic post.** Journal of Oral Rehabilitation, London, v. 30, n.8, p. 785–789, Aug. 2003.

KITASAKO Y., BURROW MF., KATAHIRA N., NIKAIDO T., TAGAMI J., **Shear bond strengths of three resin cements to dentine over 3 years in vitro.** Journal of Dentistry, Tokyo, v. 29, n. 2, p.139-144, Feb. 2001

KURTZ JS, PERDIGAO J, GERALDELI S, HODGES JS, BOWLES WR. **Bond strengths of tooth-colored posts, effect of sealer, dentin adhesive, and root region.** American Journal of Dentistry Minnesota, , 16 Spec No:31A-36A, Sep. 2003.

LEARY JM., AQUILINO SA., SVARE CW., **An evaluation of post length within the elastic limits of dentin.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Iowa, v. 57, n. 3, p. 277-281, Mar. 1997.

LEE J, JANG KT, KIM JW, LEE SH, HAHN SH, KIM CC., **Effect of ultrasonic vibration on dentin bond strength and resin infiltration.** American Journal Dentistry, Seoul, v. 16, n. 6, p.404-8, Dec. 2003

MANNOCCI F., PILECKI P., BERTELLI E., WATSON TF., **Density of dentinal tubules affects the tensile strength of root dentin.** Dental Materials, Siena, v. 20, p. 293–296, 2004.

MANNOCCI F., SHERIF M., WATSON T., **Three point bending test of fiber post.** Journal of Endodontics, Siena, v. 27, n.12,p. 258-261, Dec. 2001.

MANOCCI F., FERRARI M., WATSON T., **Microleakage restores with fiber and composite cores after cyclic loading: A confocal microscopic study.** The journal of prosthetic Dentistry, Siena, v. 85, n. 3, p. 284-291, Mar, 2001

MARCHI GM., PAULILLO LAMS., PIMENTA LAF., DE LIMA FAP., **Effect of different filling materials in combination with intraradicular posts on the resistance to fracture of weakened roots.** Journal of Oral Rehabilitation, Piracicava, v. 30, n. 7, p. 623-629, Jul. 2003.

MARSHALL GW JR **Dentin: microstructure and characterization.** Quintessence International, California v. 24, n.9, p.606-17, Sep.1993.

MCGUCKIN RS, POWERS JM, LI L **Bond strengths of dentinal bonding systems to enamel and dentin** Quintessence International, Houston, v.25, n.11, p. 791- 6. Nov. 1994.

MCMICHEN FR, PEARSON G, RAHBARAN S, GULABIVALA K., **A comparative study of selected physical properties of five root-canal sealers.** International Endodontics Journal, London, v. 36, n. 9, p. 629-35, Sep. 2003.

MILOT P., SHELDON S., **Root fracture in endodontically treated teeth related to post selection and crown design.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Boston, v. 68, n. 3, p. 428-434, Sep. 1992.

MITCHELL CA., ABBARIKI M., ORR JF., **The influence of luting cement on the probabilities of survival and modes of failure of cast full-coverage crowns.** Dental Materials, Belfast, v. 16, n. 3, 198–206, May 2000.

MORGANO SM., **Restorations of pulpless teeth: Application of traditional principles in**

present and future contexts. The Journal of Prosthetic Dentistry, Boston, v. 75, n. 4, p. 375-380, Apr. 1996.

NERGIZ I., SCHMAGE P., PLATZER U., ÖZCAN M., **Bond strengths of five tapered root posts regarding the post surface.** Journal of Oral Rehabilitation, Hamburg, v. 29, n. 4, p.330-335, Apr. 2002.

NISSAN J., DMITRY Y., ASSIF D., **The use of reinforced composite resin cement as compensation for reduced post length.** Journal of Prosthetic Dentistry, Tel Aviv, v. 86, n. 3, p. 304-8, Sep. 2001.

NORDENVALL KJ, BRANNSTROM M, MALMGREN O. **Etching of deciduous teeth and young and old permanent teeth. A comparison between 15 and 60 seconds of etching.** American Journal of Orthodontics, Goteborg, v.78, n.1, p.99-108, Jul. 1980.

NGOH EC, PASHLEY DH, LOUSHINE RJ, WELLER RN, KIMBROUGH WF. **Effects of eugenol on resin bond strengths to root canal dentin.** Journal of Endodontics, Augusta, v.27, n. 6, p.411-4., Jun. 2001.

OSBORNE D., CHANDRA N., GHONEM H., **Interphase behavior of titanium matrix composites at elevated temperature,** Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, Florida, v.32,n.3-4,p.5-553,Mar.-Apr.,2001.

OTTL P, L. HAHN, H., LAUER CH., FAY M., **Fracture characteristics of carbon Fiber ceramic and non-palladium endodontic post systems at monotonously increasing loads,** Frankfurt, Journal of Oral Rehabilitation, Frankfurt, v. 29, n. 2, p. 175-183, Feb.2002.

OTTL P., LAUER CH., **Success rates for two different types of post-and-cores.** Journal of Oral Rehabilitation, Frankfurt, v.25,n. 10, p. 752-758, Oct.1998.

ÖZER F., ÜNLÜ N., SENGUN A., **Influence of dentinal regions on bond strengths of different adhesive systems.** Journal of Oral Rehabilitation, Konya, v.30, p. 659-663, 2003.

PACHECO MJF., CONCEIÇÃO EN., Dentes com tratamento endodôntico: Como e com o que restaurar?. Porto Alegre, 2000, cap.20, p. 297-310, In: CONCEIÇÃO EN. e col., **Dentística Saúde e Estética.**

PASHLEY DH, TAO L, BOYD L, KING GE, HORNER JA., **Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine.** Archives of Oral Biology, Augusta, v.33, n.4, p.265-70, 1988.

PASHLEY EL, TAO L, DERKSON G, PASHLEY DH., **Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments.** Dental Materials, Augusta, v. 5, n. 6, p.375-8, Nov.1989.

PASHLEY EL, TAO L, MATTHEWS WG, PASHLEY DH., **Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems.** Dental Materials, Augusta, v. 9, n.1, p. 19-22. Jan 1993

PERDIGÃO J, EIRIKSSON S., ROSA BT., LOPES M., GOMES G., **Effect of calcium removal on dentin bond strengths.** Quintessence International, Leuvin, v.32, n.2, p.142-146, Jan. 2001.

PERDIGÃO J, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, BRAEM M., YILDIZ E., YÜCEL T., VANHERLE G., **The interaction of adhesive systems with human dentine.** American Journal of Dentistry, Leuvin, v.9, n.4, p.166-173, Aug. 1996.

PERDIGÃO J., DENEHY GE., AWIFT EJ, **Silica contamination of etched dentin and enamel surfaces: a scanning electron microscopic and bond strength study.** Quintessence International, Leuvin, v.25, p. 327-333, 1994.

PILO R., CARDASH H., LEVIN E., ASSIF D., **The effect of core stiffness on the in vitro fracture of crowned, endodontically treated teeth.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Tel Aviv, v. 88, n. 3, p. 302-306, Sep. 2002.

PIOCH T, STOTZ S, BUFF E, DUSCHNER H, STAEHLE HJ., **Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength.** American Journal of Dentistry, Poliklinik fur Zahnerhaltungskunde, v.11, n.5, p.202-6, Oct.1998.

PONTIUS O., HUTTER JW., **Survival rate and fracture strength of incisors restored with different post and core systems and endodontically treated incisors without coronoradicular reinforcement.** Journal of Endodontics, Boston, v. 28, n. 10, p. 710-715, Oct. 2002.

PROKOPENKO V. M., MILEIKO S. T, **Evaluation of the fibre/matrix interface strength by the pushing out of fibers of non-symmetrical cross-section .** Composites Science and Technology, Chernogolovka , v. 61, n. 11, p.1649-1652, Aug.-Set. 2001.

QUALTROUGH AJE., MANOCCI F., **Tooth-colored post systems: A review.** Operative Dentistry, Manchester, v. 28, p. 86-91, 2003.

RETIEF H., **Phosphoric acid as a dentin etchant.** American Journal of Dentistry, Alabama, v.5, n.1, Feb. 1992

ROBBINS JW., **Restorations of the endodontically treated tooth.** The Dental Clinics of North America, San Antonio, v. 46, n. 2, p. 367-384, Apr. 2002.

ROSENTRIEL M., BEHR M., LANG R., HANDEL G., **Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays.** Dental Materials, Regensburg, v. 20, n. 1, p. 1-7, Jan. 2003.

ROSS RS., NICHOLLS JI., HARRINGTON GW., **A comparison of strains generated during placement of five endodontic posts.** Journal of Endodontics, Seattle, v. 17, n. 9, p. 450-456, Sep. 1991.

SANO H, SHONO T, SONODA H, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY

DH., **Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test.** Dental Materials, Tokyo, v.10, n. 4, p. 236-40, Jul 1994.

SCHWARTZ RS., MURCHISON DF., WALHER III WA., **Effects of Eugenol and Noneugenol Endodontic Sealer cements on post retention.** Journal of Endodontics, San Antonio, v. 24, n. 3, p. 564-567, Aug. 1998.

SERAFINO C., GALLINA G., CUMBO E., FERRARI M., **Surface debris of canal walls after post space preparation in endodontically treated teeth: A scanning electron microscopic study,** Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontics, Siena, v. 97, n. 3, p. 381-7, Mar. 2004.

SCHULEIN TM., **The smear layer on dentin. A status report for the American Journal of dentistry.** American Journal of Dentistry, Iowa, v.1, p. 3-12, 1988.

SORENSEN JA., ENGELMAN MJ., **Effect of post adaptation on fracture resistance of endodontically treated teeth.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Los Angeles, v. 64, n. 4, p. 419-424, Oct. 1990.

SOUZA RS., ANTUNES RPA, FERRAZ CCR, ORSI LA., **The effect of the use of 2% chlorhexidine gel in post-space preparation on carbon fiber post retention ,** Ribeirão Preto, Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, Volume 99, Issue 3, , Pages 372-377, Mar. 2005.

STEWART GP., JAIN P., HODGES J., **Shear bond strength of resin cements to both ceramic and dentin.** Journal of Prosthetic Dentistry, Illinois, v. 88, n. 3, p. 277-84, Sep. 2002.

STOCKTON LW., **Factors affecting retention of post systems: A literature review.** The Journal of Prosthetic Dentistry, Winnipeg, v. 81, n. 4, p. 380-385, Apr. 1999.

SUZUKI T, FINGER WJ. **Dentin adhesives: site of dentin vs. bonding of composite resins.** Dental Materials, Tokyo, v.4, n. 6, p.379-83, Dec.1988.

TANDON G. P., PAGANO N. J., **Micromechanical analysis of the fiber push-out and re-push test**, Composites Science and Technology, Dayton, v.58, n.11, p.1709-1725, Nov. 1998.

TAO L, ANDERSON RW, PASHLEY DH., **Effect of endodontic procedures on root dentin permeability**. Journal of Endodontics, Augusta, v.17, n.12, p.583-8., Dec. 1991.

TAO L, PASHLEY DH., **The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability**. Dental Materials, Augusta, v.5, n.2, p.133-9, Mar. 1989.

TAO L, PASHLEY DH., **The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability**. Dental Materials, Augusta, v.5, n.2, p.133-9, Mar. 1989.

TAY FR, FRANKENBERGER R, KREJCI I, BOUILLAGUET S, PASHLEY DH, CARVALHO RM, **Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence**, Journal of Dentistry, Los Angeles, v. 32, n. 8 p.611-21, Nov. 2004

TAY FR, PASHLEY DH, GARCIA-GODOY F, YIU CK., **Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence**. American Journal of Dentistry, Los Angeles, v.17, n.5, p.315-22, Oct. 2004.

TAY FR, PASHLEY DH, SUH B, CARVALHO R, MILLER M., **Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence**. American Journal of Dentistry, Los Angeles, v.17, n. 4, p. 271-278, Aug. 2004.

TIMPAWAT S., VONGSAVAN N., MESSER HH., **Effect of Removal of the Smear layer on Apical Microleakage**. Bangkok, Journal of Endodontics, v. 27, n. 5, p. 351-353, May 2001.

TITLEY K, CHERNECKY R, CHAN A, SMITH D., **The composition and ultrastructure of resin tags in etched dentin.** American Journal of Dentistry, Toronto, v.8, n.5, p.224-30, Oct.1995.

TITLEY KS., CHERNECKY R., ROSSOUW PE., KULKARNI GV., **The effect of various storage methods and media on shear- bond strengths of dental composite resin to bovine dentine.** Archives of Oral Biology, Toronto, v. 43, n. 4, p. 305-311, Apr. 1998.

TOBA S., VEERAPRAVATI W., SHIMADA Y., NIKAIDO T., TAGAMI J., **Micro-shear bond strengths of adhesive resins to coronal dentin *versus* the floor of the pulp chamber,** Tokyo, v.16, Special Issue, p. 51A-56A, Set. 2003

TRABERT KC., COONEY JP., CAPUTO AA., STANDLEE JP., TEEL S., WANDS DM., INGLE JI., Restauração de dentes tratados endodonticamente e Ppreparação para dentaduras sobrepostas, Seattle, 1989, cap. 19, p. 688-729 In: INGLE JI, TAINTOR JF., **Endodontia.**

TYLSTRUP A., FEJERSKOV O., “Características clínicas e patológicas da cárie dentária” ,cap.6, p.11-157, IN: **Cariologia Clínica**”, 2º edição, 1998

UNO S.,FINGER WJ., **Effect of acid etchant composition and etch duration on enamel loss and resin composite bonding.**, American Journal of Dentistry, Hokkaido, v. 8, n.4, p. 165-169, Aug. 1995.

UNO S, FINGER WJ., **Phosphoric acid as a conditioning agent in the Gluma bonding system.** American Journal Dentistry, Hokkaido, v.8, n. 5, p.236-41, Oct .1995.

VARELA SG., RABADE LB., LOMBARDEIRO PR., SIXTO JML., BAHILLO JD., PARK SA., **In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin Cements.** The Journal of prosthetic dentistry, Santiago de Compostela, v. 89 n. 2, p. 146-153, Feb. 2003.

WEINE FS., WAX AH., WENCKUS CS., **Retrospective Study of tapered, smooth post systems in place for 10 years or more.** Journal of Endodontics, Maywood, v. 17, n. 6, p. 293-297, June 1991.

WEIS MV, PARASHOS P, MESSER HH, **Effect of obturation technique on sealer cement thickness and dentinal tubule penetration.**, International Endodontics Journal, Victoria, v.37, n.10, p.653-63, Oct 2004.

YOSHIKAWA T., **Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength.**, Journal of Dental Researches, Tokyo, v.78, n.4, p.898-905, Apr.1999.

ZHENG B-L., JI X., **Stress singularity analyses of interface ends in micro-mechanics tests.** Composites science and technology, Tokyo v.62, p. 355-365, 2002.

ZHOU X. -F., WAGNER H. D., NUTT S. R., **Interfacial properties of polymer composites measured by push-out and fragmentation tests .** Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, Rehovot, v. 32, n.11, p.1543-1551, Nov. 2001.

ZHOU LM, KIM JK., MAI YW., **Micromechanical characterization of fiber/matrix interfaces,** Composites Science and Technology, Rehovot, v. 48, n. 1-4, p. 227-236, 1993.

ZHOUHUA L., XIAOPENG B., LAMBROS J., GEUBELLE PH., **Dynamic fiber debonding and frictional push-out in model composite systems: experimental observations.** Experimental mechanics, Rhode island, v. 42, n.3., Sep. 2002.