

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



FÁBIO ROBERTO DAMETTO

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA INFLUÊNCIA DE SUBSTÂNCIAS
QUÍMICAS AUXILIARES AO TRATAMENTO ENDODÔNTICO NA
NANOINFILTRAÇÃO, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E COESIVA
DA DENTINA DA CÂMARA PULPAR.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, como parte dos requisitos para
obtenção de grau de Doutor em Clínica
Odontológica – Área de Endodontia

PIRACICABA
2006

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA

FÁBIO ROBERTO DAMETTO

Mestre

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA INFLUÊNCIA DE SUBSTÂNCIAS
QUÍMICAS AUXILIARES AO TRATAMENTO ENDODÔNTICO NA
NANOINFILTRAÇÃO, NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO E COESIVA
DA DENTINA DA CÂMARA PULPAR.**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia
de Piracicaba, da Universidade Estadual de
Campinas, como parte dos requisitos para
obtenção de grau de Doutor em Clínica
Odontológica – Área de Endodontia

Orientador: Prof. Dr. CAIO CEZAR RANDI FERRAZ

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Welington Dinelli

Prof. Dr. Luis Geraldo Vas

Prof. Dr. Alexandre Augusto Zaia

Prof. Dr. Francisco José Souza Filho

PIRACICABA
2006

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

Bibliotecário: Marilene Girello - CRB-Sa. /6159

D183a

Dametto, Fábio Roberto.

Avaliação *in vitro* da influência de substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico na nanoinfiltração, na resistência de união e coesiva da dentina da câmara pulpar. / Fábio Roberto Dametto. -- Piracicaba, SP : [s.o.], 2006.

Orientador: Caio Cezar Randi Ferraz.

Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Endodontia. 2. Câmara pulpar. 3. Clorexidina.
I. Ferraz, Caio Cezar Randi. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. m. Título.
(mg/fop)

Título em inglês: *In vitro* evaluation of the influence of chemical substances auxiliary to the endodontic treatment on the nanoleakage, bond strengths and cohesive strengths of the pulp chamber dentin

Palavras-chave em inglês (*Keywords*): 1. Endodontics. 2. Pulp chamber. 3. Chlorhexidine Área de concentração: Endodontia

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca examinadora: Caio Cezar Randi Ferraz, Welington Dinelli, Luis Geraldo Vas, Alexandre Augusto Zaia, Francisco José Souza Filho

Data da defesa: 23/01/2006



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 23 de Janeiro de 2006, considerou o candidato FÁBIO ROBERTO DAMETTO aprovado.

PROF. DR. CAIO CEZAR RANDI FERRAZ

PROF. DR. LUIZ GERALDO VAZ

PROF. DR. WELINGTON DINELLI

PROF. DR. ALEXANDRE AUGUSTO ZAIA

PROF. DR. FRANCISCO JOSE DE SOUZA FILHO

200607589

Dedico este trabalho,

*Aos meus pais **Maria Helena e Sebastião,**
pelo amor e carinho dedicado à mim
em cada etapa da minha vida;*

*pela compreensão dos meus ideais
e pelo apoio oferecido sempre numa
busca incansável para que eu pudesse
realizar meus sonhos e alcançar
minhas vitórias.*

*Ao meu avô **Pedro** (in memoriam)*
pelo exemplo de luta em busca dos ideais, honestidade e
perseverança para enfrentar as dificuldades que a vida nos
impõe;
pela contribuição para minha educação e para minha
formação profissional;
pelas suas palavras repletas de orgulho por eu conquistar
meus ideais;
Dedico esta conquista com muita Saudade!

*À minha esposa **Juliana**,*

*Pelo amor, carinho, compreensão e todo apoio para lutar
por nosso ideal.*

AGRADEÇO...

À Deus

Quero agradecer-Lo de todo meu ser pelo Seu tão grande amor, pelos momentos que me envolve em sua presença e espírito e, por que não, pelos problemas e aflições que me concedeu para edificar meu caráter. Cresci e este crescimento gradativo aconteceu como fruto de Suas mãos.

Ao meu orientador,

Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz

*Transmitir conhecimento é fácil para aqueles que têm
segurança e gostam do que fazem, amam a profissão e a
ela dedica grande parte de suas vidas. Ensinar é uma arte
e, como tal, uma tarefa reservada para poucos, porém
privilegiados. Á você, que além de transmitir seus
conhecimentos, me deu também apoio de amigo nas horas
difíceis de minha jornada, meu sincero agradecimento,
carinho, respeito e gratidão.*

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, na pessoa de seu diretor, **Prof. Dr. Thales Rocha Mattos Filho**, pelo apoio necessário para realização deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen**, coordenador geral dos cursos de Pós-Graduação e **Prof. Dr. Roger William Fernandes Moreira**, coordenador do curso de Pós-Graduação em Clínica Odontológica.

À **FAPESP**, pelo apoio financeiro, possibilitando o desenvolvimento do meu trabalho.

Ao **Prof. Dr. Alexandrre Augusto Zaia**, responsável pela área de Endodontia da FOP/UNICAMP, pelo exemplo de competência profissional e pelo apoio para realização deste trabalho.

Ao **Prof. Alexandre Augusto Zaia, Prof^a. Dr^a. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes e Prof. Dr. Francisco José Souza Filho**, professores da disciplina de Endodontia da FOP/UNICAMP, pelos ensinamentos transmitidos com seriedade e pela amizade oferecida.

Ao **Prof. Dr. Marcelo Giannini, Prof^a. Dr^a. Brenda Paula Figueiredo de Almeida Gomes e Prof^a. Dr^a. Éricka Tavares Pinheiro**, componentes da banca examinadora do Exame de Qualificação, pelo tempo dispensado na avaliação deste trabalho com seriedade e critério.

Ao **Sr. Cláudio Tita** pela amizade, apoio e ajuda na execução deste trabalho.

À disciplina de **Materiais Dentários** da Faculdade de Odontologia de Araraquara- Unesp, na pessoa do **Prof. Dr. Luiz Geraldo Vaz** pela acolhida e pela disponibilização de equipamentos que tornaram possível a execução deste trabalho.

Aos amigos de Doutorado em Endodontia **Daniel, Douglas, Helena, Iadasa, Morgana, Rogério e Tétis**, pela amizade concretizada e valiosa colaboração.

A todos os amigos de pós-graduação pela convivência e pela ajuda em algumas dificuldades.

Aos funcionários da Disciplina de Endodontia **Adailton dos Santos Lima, Denize Lumena de Pinho, Maria Aparecida Buscariol e Rubens Marques Payão**, pela amizade e pelo auxílio recebido para realização deste trabalho.

A todos que de alguma forma contribuíram para realização deste trabalho.

*O segredo de qualquer conquista
é a coisa mais simples do mundo:
saber o que fazer com ela.*

Paulo Coelho

SUMÁRIO

CAPÍTULO	Página
LISTAS.....	1
I. Tabelas.....	1
II. Figuras.....	2
III. Gráficos.....	4
RESUMO	5
ABSTRACT.....	6
1- INTRODUÇÃO.....	07
2- REVISÃO DA LITERATURA.....	09
2.1- Substrato Dentinário.....	09
2.2- Evolução dos Adesivos Dentinários.....	10
2.3-Propriedades Físico-químicas das substâncias químicas auxiliares.....	15
2.4- Ensaio Mecânicos.....	25
2.5- Microinfiltração.....	34
3- PROPOSIÇÃO.....	39
4- MATERIAIS E MÉTODOS.....	40
4.1-Materiais.....	40
4.1.1-Dentes.....	40
4.1.2-Irrigantes testados.....	40
4.1.3-Materiais restauradores.....	40
4.2-Métodos.....	41
4.2.1-Seleção dos dentes.....	41
4.2.2-Preparo dos dentes.....	41
4.2.3-Divisão dos espécimes em grupos.....	42
4.2.4-Tratamento dos espécimes.....	43
4.2.5-Aplicação do material restaurador.....	43
4.2.6-Obtenção dos espécimes para o teste de microtração.....	44

4.2.7-Avaliação da alteração resistência coesiva da dentina do assoalho da câmara pulpar após contato com diferentes substâncias químicas auxiliares.....	46
4.2.8-Avaliação dos efeitos das substâncias químicas auxiliares na resistência de união dentina-resina do assoalho da câmara pulpar aos sistemas adesivos.....	47
4.2.9-Teste de microtração.....	48
4.2.10-Classificação dos espécimes quanto ao tipo de fratura.....	49
4.2.11-Avaliação da nanoinfiltração na dentina da câmara pulpar após tratamento com diferentes substâncias químicas auxiliares.....	51
4.2.11.1-Preparo dos dentes.....	51
4.2.11.2-Preparo dos dentes para Microscopia Eletrônica de Varredura.....	52
4.2.11.2.1-Fixação e secagem dos dentes.....	52
4.2.11.2.2-Secção dos dentes.....	53
4.2.11.2.3-Regularização das superfícies seccionadas....	53
4.2.11.2.4-Limpeza da superfície seccionada e regularizada.....	53
4.2.11.2.5-Metalização.....	54
4.2.11.2.6-Análise dos espécimes.....	54
4.2.12-Análise estatística.....	54
5- RESULTADOS.....	55
5.1-Resultados da avaliação da resistência coesiva da dentina da câmara pulpar após contato com substâncias químicas auxiliares.....	55
5.2-Resultados da avaliação dos efeitos das substâncias químicas auxiliares na resistência de união da dentina da câmara pulpar a um sistema adesivo.....	57

5.3-Resultados da classificação dos espécimes quanto ao tipo de fratura.....	59
5.4-Resultados da avaliação da nanoinfiltração da dentina da câmara pulpar após tratamento com diferentes substâncias químicas auxiliares.....	66
6- DISCUSSÃO.....	70
7- CONCLUSÃO.....	77
8- REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	78
9- ANEXOS.....	101

I - LISTA DAS TABELAS

Página

Tabela 1-	Marca comercial, composição, lote e fabricante dos materiais restauradores utilizados neste estudo.....	41
Tabela 2-	Distribuição dos espécimes (n) por grupo com as substâncias irrigantes.....	43
Tabela 3-	Classificação do tipo de fratura.....	49
Tabela 4-	Teste F de análise de variância para comparação das médias de resistência coesiva da dentina entre os grupos	56
Tabela 5-	Teste F de análise de variância para comparação das médias da resistência de união dentina-resina entre os grupos.....	58
Tabela 6-	Médias e desvio padrão da resistência de união dos diferentes grupos de estudo.....	58

II - LISTA DAS FIGURAS

Página

Figura 1-	Secção transversal da coroa	42
Figura 2-	Corte seriado da coroa	44
Figura 3-	Fatia obtida na secção mesio-distal com 1mm de espessura	45
Figura 4-	Constricção na dentina do assoalho da câmara pulpar.....	46
Figura 5-	Constricção na interface de união dentina-resina na região de assoalho da câmara pulpar	47
Figura 6-	A- Dispositivo de microtração; B- Espécime fixado ao dispositivo	48
Figura 7-	Espécime antes (A) e após processo de metalização (B)..	50
Figura 8-	Impermeabilização dos espécimes.....	51
Figura 9-	Aparelho de termociclagem.....	52
Figura 10-	Fotomicrografias ilustrativas das superfícies fraturadas do Grupo 1 – Controle.....	60
Figura 11-	Fotomicrografias ilustrativas das superfícies fraturadas do Grupo 2 – EDTA 17%.....	61
Figura 12-	Fotomicrografias ilustrativas das superfícies fraturadas do Grupo 3 – NaOCl 5,25%.....	62
Figura 13	Fotomicrografias ilustrativas das superfícies fraturadas do Grupo 4 – NaOCl 5,25% + EDTA 17 %.....	63
Figura 14-	Fotomicrografias ilustrativas das superfícies fraturadas do Grupo 5 – Clorexidina gel 2%.....	64
Figura 15-	Fotomicrografias ilustrativas das superfícies fraturadas do Grupo 6 – Clorexidina líquida 2%.....	65
Figura 16-	Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do	

	Grupo1- Controle.....	66
Figura 17-	Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 2 – EDTA 17%.....	67
Figura 18-	Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 3 – NaOCl 5,25%.....	67
Figura 19-	Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 4 – NaOCl 5,25% + EDTA 17%.....	68
Figura 20-	Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 5 – Clorexidina gel 2%.....	68
Figura 21-	Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 6 – Clorexidina líquida 2%.....	69

III - LISTA DOS GRÁFICOS
Página

Gráfico 1-	Médias dos valores máximos da resistência coesiva da dentina.....	55
Gráfico 2-	Médias dos valores máximos da resistência de união da dentina da câmara pulpar a um sistema adesivo.....	57

RESUMO

Grande parte dos insucessos da terapia endodôntica está diretamente relacionada com a ausência ou confecção de uma inadequada restauração, propiciando assim, microinfiltração coronária e recontaminação do sistema de canais radiculares. Desta forma, este trabalho teve como objetivo avaliar a influência de substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico na resistência de união de um sistema adesivo à dentina profunda da câmara pulpar. Molares íntegros tiveram as coroas dentais seccionadas transversalmente 3mm acima da junção cimento-esmalte, expondo o assoalho da câmara pulpar. Os dentes foram divididos em 6 grupos e submetidos ao tratamento variando-se as substâncias químicas auxiliares, G1- Soro fisiológico, G2- EDTA 17%, G3- NaOCl 5,25%, G4- NaOCl 5,25% + EDTA 17%, G5- Clorexidina gel 2% e G6- Clorexidina líquida 2%, nas quais os espécimes foram mantidos imersos pelo período de 30 minutos. Posteriormente, 4mm da câmara pulpar foram preenchidos utilizando o sistema adesivo Single Bond® (3M, St. Paul, MN, USA) e a resina composta Z250® cor B₂ (3M, St. Paul, MN, USA). Vinte dentes de cada grupo foram submetidos a cortes seriados no sentido méso-distal obtendo-se fatias de 1,0mm. Estas fatias foram divididas para confecção de entalhes na dentina do assoalho da câmara pulpar ou na interface de união dentina-resina do assoalho, obtendo-se uma constrição em forma de ampulheta, com área de aproximadamente 1,0mm². Os espécimes foram submetidos ao ensaio de microtração para avaliação da alteração na resistência coesiva em dentina e resistência de união dentina-resina. Dez dentes foram submetidos ao teste de nanoinfiltração coronária com nitrato de prata. Os resultados foram avaliados estatisticamente e demonstraram não haver diferença significativa entre os grupos quanto a resistência coesiva da dentina. No entanto, a resistência de união dentina-resina foi menor ($p < 0,05$) para os grupos que utilizaram EDTA 17%. Todos os grupos apresentaram um padrão de fratura tipicamente mista. O teste de nanoinfiltração não apresentou padrões diferentes entre os grupos avaliados em MEV, tendo a infiltração ocorrida apenas no trajeto dos túbulos que ficaram expostos ao agente traçador, não havendo também uma correlação entre a resistência de união e a nanoinfiltração. Conclui-se assim, que as substâncias químicas auxiliares testadas, com exceção do EDTA 17%, não promoveram alterações na resistência de união dentina-resina no assoalho da câmara pulpar.

ABSTRACT

Most of the endodontic treatment failure cases are directly related to inadequate or absent restoration, which leads to coronal microleakage and root canal system recontamination. Hence, the aim of this research was to evaluate the influence of chemical substances auxiliary to the endodontic treatment on the adhesive system adherence to the deep pulp chamber dentin. Crowns of intact molars were transversally sectioned at 3 mm above the enamel-cement junction, so that the pulp chamber floor was exposed. The teeth were divided in 6 groups according to the auxiliary chemical substance used during the treatment, G1- physiologic solution, G2 17% EDTA, G3 5.25%NaOCl, G4- 5.25% NaOCl + 17% EDTA, G5- 2% Chlorhexidine gel and G6- 2% Chlorhexidine solution. All specimens of all groups were immersed in the respective chemical substance for 30 minutes. Afterwards, 4 mm of the pulp chamber were filled with adhesive system Single Bond® (3M, St. Paul, MN, USA) and the compound resin Z250® B2 shade (3M, St. Paul, MN, USA). Twenty teeth of each group were serially cut from mesial to distal into 1.0 mm slices. These slices were trimmed to an hourglass shape cuts with a cross-sectional area of 1.0 mm² on the dentin of the pulp chamber floor or in the dentin-resin bond interface of the pulp chamber floor. Microtensile tests were used on the slices to evaluate cohesive resistance alterations on dentin and resistance of the dentin-resin bond. Ten teeth were submitted to coronary nanoleakage tests with silver nitrate. The results were statistically analyzed and showed that there are no statistical significant differences between groups regarding the cohesive resistance of the dentin. However, the dentin-resin bond was lower ($p<0.05$) in the 17% EDTA group. All groups showed a typically mixed fracture pattern. The nanoleakage test did not show different patterns between groups evaluated on the SEM, as the infiltration occurred only on the pathways of tubules exposed to the marker. Moreover, there was no correlation between union resistance and nanoleakage. In conclusion, the auxiliary chemical substances tested, except the 17% EDTA, did not influence the dentin-resin bond mechanism on the pulp chamber floor.

1. INTRODUÇÃO

A microinfiltração coronária é um importante fator que pode levar ao insucesso o tratamento endodôntico (SWANSON & MADISON, 1987; MADISON & SWANSON, 1987; MADISON & WICOX, 1988; TORABINEJAD *et al.*, 1990; MAGURA *et al.* 1991; LIN *et al.*, 1992; SAUNDERS & SAUNDERS, 1994). Isto ocorre devido a inadequado selamento e adesão entre a restauração final e a estrutura dental. SWARTZ *et al.* 1983, verificaram que os índices de insucesso do tratamento endodôntico são duas vezes maiores nos casos que apresentam uma inadequada restauração. Desta forma, inúmeros materiais restauradores têm sido avaliados na tentativa de evitar a infiltração de microrganismos e conseqüentemente a recontaminação do canal radicular. Atualmente, os materiais restauradores adesivos são freqüentemente utilizados por proporcionar bom selamento coronário e dissipação das tensões geradas pela mastigação (SWANSON & MADISON, 1987; MADISON & SWANSON, 1987).

A correta utilização dos sistemas adesivos reduz significativamente a microinfiltração, visto que não há, geralmente, a formação de fenda entre material restaurador e a estrutura dentária (NAKABAYASHI, 1982). Isto se deve a infiltração do monômero na camada de colágeno exposta pelo ataque ácido, formando assim, a camada híbrida (NAKABAYASHI, 1982).

No entanto, a utilização de agentes químicos pode alterar a estrutura dentinária, podendo assim, afetar diretamente a resistência de união entre o sistema adesivo e a estrutura dental (CAO *et al.*, 1995; GÜRGAN *et al.*, 1999).

Estudos realizados (VARGAS *et al.*, 1997; INAI *et al.*, 1998; KANCA *et al.*, 1998; PIOCH *et al.*, 1999; PRATI *et al.*, 1999; BEDRAN de CASTRO *et al.*, 2000) têm demonstrado que a utilização do hipoclorito de sódio (NaOCl) para remoção do colágeno após ataque ácido promove aumento da resistência de união entre o sistema adesivo e as várias regiões de dentina da câmara pulpar

(BELLI *et al.*, 2001). Assim, segundo GWINNETT 1993, as fibrilas colágenas não oferecem uma contribuição direta na resistência de união, o qual ocorreria devido à completa difusão da resina através dos poros presentes na dentina desmineralizada. Porém, ressaltam os autores que o aumento da resistência adesiva pode ser obtido somente para alguns materiais, dentre eles, os que apresentam acetona na composição.

Uma outra substância que vem sendo utilizada como substância química auxiliar ao tratamento endodôntico é o gluconato de clorexidina, gel e líquida. Esta substância apresenta a capacidade de se aderir aos substratos aniônicos, como a dentina e as glicoproteínas salivares (HUGO & LONGWORTH, 1964 e 1965; RÖLLA *et al.*, 1970) apresentando a propriedade de inibir o crescimento de microrganismos comumente encontrados nas infecções endodônticas (CERVONE *et al.*, 1990; FERRAZ *et al.*, 2001; DAMETTO *et al.*, 2005). Estudo realizado por BOCANGEL *et al.*, 2000, em que os autores utilizaram ensaios de tração, demonstraram que a clorexidina, na forma líquida, utilizada como desinfetante cavitário na dentina não interferiu na resistência de união do sistema adesivo à dentina. Já na forma de gel, em que a clorexidina utiliza como base o natrosol - gel inerte (hidroxietilcelulose) não iônico e hidrossolúvel (MIYAMOTO *et al.*, 1989) – não há estudos na literatura que relatem possíveis alterações na superfície dentinária e na resistência de união entre a dentina e os sistemas adesivos.

Conscientes de que estudos devam ser realizados com o objetivo de adicionar à literatura vigente informações sobre novas substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico, como a clorexidina gel 2%, este trabalho teve como objetivo avaliar alterações na resistência coesiva da dentina e na resistência de união dentina-resina no assoalho da câmara pulpar, após a utilização de diferentes substâncias químicas auxiliares.

2. REVISÃO DA LITERATURA

A adesão à estrutura dental tem sido um dos assuntos mais estudados na Odontologia devido ao expressivo desenvolvimento da moderna tecnologia adesiva.

Embora a adesão ao esmalte, com a utilização da técnica de condicionamento ácido proposta por BUONOCORE, em 1955, tenha se mostrado um procedimento bastante seguro e eficiente, a união à dentina ainda constitui um desafio, principalmente nas margens cavitárias onde o esmalte está ausente.

Fatores como força de adesão, capacidade da interface adesiva conter a microinfiltração marginal e durabilidade desta adesão, são extremamente importantes no sentido de preservar a estrutura dental remanescente e sua vitalidade, prevenindo fraturas, recorrência de cáries, manchas, irritação pulpar e também a recontaminação do canal radicular.

Contudo, devido à estrutura peculiar do tecido dentinário, a adesão a este substrato se mostra extremamente mais complexa do que a simples retenção micromecânica obtida com o esmalte. Desta forma, é de suma importância ter pleno conhecimento das características químicas e estruturais do substrato com o qual vai interagir, e do mecanismo adesivo que utiliza.

2.1- SUBSTRATO DENTINÁRIO

Ao contrário do esmalte, que é um tecido extremamente mineralizado e contém apenas 3% de matéria orgânica e água e, 97% de sais de cálcio, a dentina é uma mistura biológica com cerca de 18% de matriz orgânica (fibrilas colágenas tipo I), 12% de água e 70% de substâncias inorgânicas (cristais de hidroxiapatita) (MJÖR & FEJERSKOV, 1990).

Micromorfologicamente a dentina possui diversos túbulos que mantêm comunicação com o tecido pulpar, sendo preenchidos parcialmente pelos processos odontoblásticos. Devido à pressão pulpar, estimada em aproximadamente 10mmHg (MARSHALL, Jr, G.W., 1993), estes túbulos estão constantemente preenchidos pelo fluido advindo da polpa gerando assim um fluxo lento, porém contínuo. Desta forma, a umidade é um fator constante na dentina. Os túbulos dentinários são cônicos-alongados e se dispõem de forma radial divergente da polpa para o esmalte. O número e o diâmetro dos túbulos variam de acordo com a proximidade da polpa, sua localização no dente e a idade do paciente. GARBEROGLIO & BRÄNSTROM, em 1976, observaram que, em média, a dentina superficial apresenta um número de 20.000 túbulos/mm² com cerca de 0,9µm de diâmetro; a dentina média 29.000 túbulos/mm², com cerca de 1,2µm de diâmetro, e a dentina profunda 45.000 túbulos/mm² com 2,5 µm de diâmetro. Assim quanto mais próximo estivermos da polpa, maior será sua permeabilidade dentinária e sua umidade intrínseca. Circunscrevendo cada túbulo está a dentina peritubular, que é extremamente mineral e, entre os túbulos encontra-se a dentina intertubular, constituída essencialmente de fibrilas colágenas envolvidas por cristalitos de apatita (NAKABAYASHI *et al.*, 1982). Ensaio de microtração realizados por GIANNINI *et al.* (2004) demonstraram valores de 61,6 MPa em dentina superficial, 48,7 MPa em dentina média e 33,9 MPa em dentina profunda. Assim, ressalta o autor que estes valores dão suporte à hipótese de que a dentina profunda é mais fraca que a dentina superficial, ou seja, a grande densidade de túbulos abertos não contribuem para força da dentina.

2.2- EVOLUÇÃO DOS ADESIVOS DENTINÁRIOS

Após a II Guerra Mundial, o Dr. Oscar Hagger, químico suíço, desenvolveu o ácido glicerofosfórico dimetacrilato (GPDM), que foi estudado como adesivo dentinário (NAKABAYASHY & PASHLEY, 1998). No entanto, o primeiro relato de seu uso clínico foi feito por KRAMER & MACLEAN, 1952. Ao examinarem microscopicamente a dentina aderida, observaram que a

superfície adquiriu uma coloração pela hematoxilina mais intensa que as superfícies controle. Assim, indagaram que essa reação poderia ser uma indicação que a resina havia modificado a dentina, supondo uma união química com esta. Contudo a natureza hidrofóbica do adesivo promoveu a hidrólise do mesmo, não permitindo uma união duradoura, cujo valores de resistência de adesão não ultrapassavam 3 MPa.

BUONOCORE, em 1955, ao obter sucesso com a união da resina ao esmalte acidamente condicionado o levou a tentar o mesmo procedimento na dentina. Atestaram que a adesão pode ser duplicada se aplicado um condicionamento ácido prévio na superfície dentinária antes da aplicação do material resinoso. Concluíram também, que a imersão em água diminui a resistência à união sem, contudo, eliminá-la; especularam que isso ocorreu devido a uma possível interação química entre os constituintes da resina e a parte orgânica da dentina. Para superar este problema, BOWEN, em 1965, sintetizou o N-fenilglicine glicidil metacrilato (NPG-GMA), um “co-monômero de superfície ativa” que teoricamente seria hábil em quelar o cálcio da superfície dentinária e mediar a resistência à água numa suposta adesão química da resina ao cálcio presente na dentina (ALEXIEVA, 1979). Estes materiais constituíram a primeira geração de adesivos dentinários.

Os sistemas adesivos de segunda geração foram indicados para aplicação diretamente sobre a *smear layer*, tratando-se de materiais éster fosfato e poliuretanos associados monômeros como bis-fenol A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), Uretano dimetacrilato (UDMA) e o hidroxietil metacrilato (HEMA)(AMERICA DENTAL ASSOCIATION, 1987, ELIADES *et al.*, 1985 e 1989). A base éster fosfato dos agentes de união fazia supor haver uma reação química entre os grupos fosfato e o cálcio da dentina (CAUSTON, 1984; ELIADES *et al.*, 1985 e 1989; JOYNT, 1991). O uretano/isocianato tinha por objetivo formar uma união covalente com os grupos hidroxila nas fases orgânica e inorgânica da dentina (JOYNT, 1991). Bondilite (Kerr), Scotchbond Dual-Cure (3M) e Heliobond (Vivadent) são exemplos comerciais desses

adesivos de segunda geração, cuja resistência a união em testes realizados *in vitro* variavam de 2 a 8 MPa, longe de ser considerado ideal para resistir às forças geradas durante a contração de polimerização de uma resina composta (TYAS, 1991).

WATANABE *et al.*, em 1994, argumentaram que tais adesivos penetravam muito pouco na superfície úmida e porosa da *smear layer*, por estas resinas serem relativamente hidrófobas, podendo não penetrar nas porosidades preenchidas por água. Assim estudos clínicos mostraram que estes adesivos utilizados sem condicionamento ácido ou retenção mecânica apresentavam desempenho insatisfatório (HEYMANN *et al.*, 1988). A razão para tal insucesso se prende ao fato de que estes adesivos se aderiam mais à *smear layer* do que a dentina, indicando que a medida da força de adesão era, na verdade, uma medida da força coesiva dos constituintes da *smear layer*. Esses contrastes demonstraram uma limitação intrínseca na preservação da *smear layer*, acelerando o desenvolvimento de sistemas adesivos que a removessem parcial ou totalmente, evitando essas limitações (EICK *et al.*, 1992).

A solução seria então solubilizar ou remover completamente a *smear layer* com o intuito de se conseguir a penetração do agente de união na dentina formando *tags* no interior dos túbulos dentinários, similarmente ao esmalte (GWINNET & KANCA, 1992). Surgiram então os adesivos de terceira geração, compostos pelo ácido fosfórico para condicionamento do esmalte; uma nova substância para tratamento da dentina denominada “primer”, composto por ácidos fracos, etanol ou acetona e polímeros, cuja função era um leve condicionamento ácido da dentina e uma resina sem carga como agente de união, muitas vezes composto por Bis-GMA e HEMA.

Valores acima de 10MPa, considerados aceitáveis em termo de retentividade em situações clínicas (ASSMUSSEN & MUNKSGAARD, 1988), foram alcançadas com esses adesivos.

Em 1982, NAKABAYASHI *et al.*, sugeriram um primer composto de uma molécula denominada de 4-metacriloxietil trimelitate anidrido (4-META-MMA/TBB-O) com dois grupos funcionais: um grupo hidrofílico que teria afinidade com a superfície dentinária e um grupo hidrofóbico (metacrilato) com afinidade com a resina. NAKABAYASHI, 1992, conclui o que é a realidade nos sistemas adesivos atuais: um ácido promove a descalcificação simultânea do esmalte e da dentina; não tanto em profundidade nesta última, mas com a intenção de expor não somente os túbulos dentinários, mas também uma malha de fibrilas colágenas pela remoção dos cristais de hidroxiapatita na dentina inter e peritubular. O primer hidrofílico contendo um polímero bifuncional (4-META, BPDM, HEMA) numa solução de acetona, etanol ou água após ser aplicado difunde-se entre as fibrilas colágenas exposta encapsulando-as, por meio da molécula bifuncional, enquanto o veículo reage com a água presente entre o colágeno, volatizando-se. A resina adesiva sem carga penetra por sua vez na dentina preparada e copolimeriza-se com o primer formando uma região de interdifusão entre o colágeno e a resina. Essa camada, resistente a descalcificação, é denominada camada híbrida.

Este mecanismo de adesão baseia no embricamento micromecânico do adesivo com o colágeno e túbulos, não sendo comprovado nenhum tipo de ligação química.

Desta forma, o conceito de condicionamento total proposto FUSAYAMA, 1979, aliado à hibridização da dentina proposta por NAKABAYASHI, 1982, constituíram a base dos modernos sistemas adesivos dentinários. Esse mecanismo de adesão caracteriza os adesivos de quarta geração. GONÇALVES *et. al*, 1996, encontraram valores de até 25 MPa com os adesivos de quarta geração, e grande incidência de fraturas coesivas. Testes laboratoriais de microtensão, empregados atualmente, começaram a revelar valores acima de 30MPa (WATANABE *et al*, 1996).

Devido a complexidade e sensibilidade da técnica, além do tempo gasto para utilização dos materiais de quarta geração, as mais recentes inovações no campo dos adesivos são direcionadas a simplificar os procedimentos de aplicação. Baseados no princípio do condicionamento total, foram colocados no mercado os agentes adesivos de frasco único ou monocomponentes. Nestes, os componentes *primer* e *bond* dos sistemas anteriores fazem parte de uma única solução (SUH, 1995; FINGER & FRITZ, 1996; PERDIGÃO *et al.*, 1997; FERRARI *et al.*, 1998).

Eles mantêm um balanço nas concentrações dos monômeros hidrofílicos e hidrofóbicos para que exerçam ao mesmo tempo duas funções. Inicialmente são materiais extremamente fluidos, o que proporciona a formação da camada híbrida, e após a evaporação do solvente tornam-se mais espessos, unindo-se à resina composta (SUH, 1995; FINGER & FRITZ, 1996).

No início de 1995 é lançado no comércio um novo produto, fruto do desenvolvimento de pesquisas realizadas pelo grupo de NAKABAYASHI, no qual, o condicionador e o *primer* se apresentam juntos. Este produto a base de HEMA e Phenyl-P apresenta pH 1,4 capaz de modificar a *smear layer* sem removê-la por completo, realizando uma descalcificação de cerca de 0,5 a 1µm na dentina subjacente, depositando simultaneamente os monômeros resinosos e formando uma fina camada híbrida subsuperficial (WANG & HUME, 1988, WANG & NAKABAYASHI, 1991; WATANABE & NAKABAYASHI, 1993 e 1994; FARMER, 1995; FERRARI, 1996; FERRARI & DAVIDSON, 1996). Desta forma, os resíduos da *smear layer* ficam incorporados na junta adesiva. YAMADA *et al.*, 1995, sugeriram que essa camada fosse denominada camada de reação, para melhor expressar o mecanismo adesivo.

Com isso, este sistema inaugura a quinta e última geração de adesivos dentinários.

2.3- PROPRIEDADES DAS SUBSTÂNCIAS QUÍMICAS AUXILIARES

Tendo em vista a íntima relação entre a Microbiologia e a Endodontia, ou seja, o envolvimento direto dos microrganismos nas doenças pulpares e nos tecidos periapicais, é essencial que se compreenda a Microbiologia para se entender as fases do preparo químico-mecânico e da obturação dos canais radiculares (WEINE, 1989), uma vez que, a terapia endodôntica é essencialmente um procedimento de desinfecção.

O melhor e mais seguro método para se descontaminar o canal radicular é a criteriosa limpeza do conteúdo séptico-necrótico (SHILDER, 1974), pois, ali, os microrganismos não podem ser alcançados pelas células de defesa do hospedeiro (TAKAHASHI, 1989). Sendo assim, as infecções endodônticas devem ser tratadas principalmente por procedimentos mecânicos auxiliados por substâncias químicas, buscando-se romper o equilíbrio do ecossistema microbiano, visando promover a desinfecção do sistema de canais radiculares (SELTZER, 1963; BYSTRÖM & SUNDQVIST, 1981).

Sabe-se, no entanto, que a ação mecânica dos instrumentos, mesmo associada a substâncias químicas com reconhecida ação antimicrobiana, não é capaz de eliminar todos os microrganismos presentes nos canais radiculares infectados, devido à incapacidade de se atingir a intimidade dos túbulos dentinários e complexidades anatômicas dos canais radiculares tais como, istmos, canais laterais, delta apicais e cemento apical, onde, provavelmente, estão alojadas as bactérias sobreviventes ao preparo do canal (SELTZER, 1963; BYSTRÖM & SUNDQVIST, 1981). Desta forma, se os microrganismos persistentes sobrevivem em número suficiente e na presença de nutrientes capazes de favorecer o seu crescimento, estes, poderão multiplicar-se e restabelecer a contaminação clínica do espaço pulpar (BYSTRÖM, 1985; BERGENHOLTZ & CROWFORD, 1989; ANDO & HOSHINO, 1990).

No entanto, é importante ressaltar a necessidade da utilização de substâncias químicas auxiliares com o intuito de se promover uma significativa redução dos depósitos bacterianos nos canais radiculares, uma vez que,

auxiliarão na lubrificação do canal radicular durante a ação de corte dos instrumentos, na remoção da *smear layer*, na desinfecção, dissolução do exudato, dissolução do tecido pulpar necrosado e pré-dentina (SPANGBERG, 1982).

Várias substâncias químicas auxiliares são utilizadas com este propósito, dentre elas destacam-se o hipoclorito de sódio (NaOCl), solução fisiológica, EDTA, ácido cítrico, gluconato de clorexidina, solução de acetato de bis-dequalenio (Salvazol) dentre outras. No entanto, uma substância que reúna todas as propriedades postuladas por SPANGBERG (1982) ainda não foi encontrado.

Segundo INGLE *et al.*, em 1985, a eficiência de uma substância química auxiliar não depende apenas de sua natureza química, mas também de sua quantidade, temperatura, tempo de contato, profundidade de penetração da agulha irrigadora, calibre da agulha, tensão superficial do irrigante e tempo de fabricação da solução.

Dentre as substâncias já citadas, o hipoclorito de sódio (NaOCl), em diferentes concentrações, têm sido amplamente utilizado como irrigante desde sua introdução na Endodontia por WALKER, em 1936, pois possui propriedades clareadoras, dissolução de tecidos (GORDON *et al.*, 1981), e ainda, tem se mostrado efetivo como agente desinfetante (BLOOMFIELD & MILES, 1979).

O efeito antimicrobiano do hipoclorito de sódio a 0,5%, como solução irrigadora de canais radiculares, foi avaliada por BYSTRÖM & SUNDQVIST, 1983. O preparo biomecânico foi realizado em 30 dentes unirradiculares, apresentando coroa intacta, necrose pulpar e lesão periapical. Todas as amostras bacteriológicas iniciais colhidas dos canais radiculares evidenciaram crescimento bacteriano, sendo isoladas 169 espécies bacterianas, com 80% de incidência de anaeróbios. Na maioria das culturas houve mais de uma espécie

por amostra, com média de 4 espécies por canal radicular, sendo *Fusobacterium*, *Eubacterium*, *Peptostreptococcus* e *Bacteroides* os gêneros mais freqüentemente isolados. Foi realizado um total de 4 preparos biomecânicos, com intervalos de 2 a 4 dias, obtendo-se em cada sessão a colheita bacteriológica. Após o tempo preestabelecido, foram feitos testes bacteriológicos dos canais. Os resultados evidenciaram culturas negativas em 12 dos 15 espécimes tratados com hipoclorito de sódio a 0,5% e 8 dos 15 tratados com soro fisiológico. Os resultados sugerem melhor efetividade da solução de hipoclorito de sódio a 0,5% como irrigante de canais em comparação ao soro fisiológico.

Também SHIH *et al.*, em 1970, avaliaram *in vitro* a ação bactericida da solução de hipoclorito de sódio a 5,25% empregando teste de diluição. Observaram que a solução de hipoclorito de sódio é um potente bactericida e que promoveu a desinfecção em 100% dos canais radiculares inoculados com "*Streptococcus faecalis*" e *Staphylococcus aureus*. Porém, culturas realizadas dois a sete dias após o preparo biomecânico revelaram elevado índice de contaminação dos canais radiculares. Concluíram que o hipoclorito de sódio a 5,25% é altamente bactericida, no entanto, não permite a esterilização completa do sistema de canais radiculares.

Da mesma forma SJÖGREN & SUNDQVIST, em 1987, avaliaram *in vivo* a ação antibacteriana após a realização do preparo biomecânico em 31 dentes unirradiculares, portadores de necrose pulpar intacta e lesão periapical visível radiograficamente. O sistema de instrumentação ultra-sônico foi empregado usando a solução de hipoclorito de sódio a 0,5% como substância química auxiliar. Culturas bacteriológicas, em anaerobiose, foram realizadas decorridos sete dias da primeira e segunda sessões, apresentando 29% e 22,5% de culturas bacteriológicas positivas, respectivamente.

Outros estudos (CVECK, 1972; SIMÕES *et al.*, 1989), também constatarem o efeito antibacteriano do hipoclorito de sódio e, ainda seu grande

potencial de dissolução tecidual (GROSSMAN & MEIMAN, 1941; THÉ *et al.*, 1979; GORDON *et al.*, 1981), sendo este, diretamente proporcional à sua concentração (HAND *et al.*, 1978).

Também RAPHAEL *et al.*, em 1981, realizaram estudo *in vitro* da eficiência antibacteriana da solução de hipoclorito de sódio a 5,25%, empregada em diferentes temperaturas. Foram utilizados dentes humanos extraídos, os quais foram esterelizados e tiveram os canais radiculares instrumentados e inoculados com "*Streptococcus faecalis*", *Staphilococcus aureus* ou *Pseudomonas aeruginosa*. Os canais radiculares foram irrigados com solução de hipoclorito de sódio nas temperaturas de 21°C até 31°C ou com solução salina a 0,9%, usada como controle. Os resultados obtidos demonstraram que não há relação direta entre a temperatura da solução de hipoclorito de sódio e sua ação antimicrobiana, uma vez que, o aumento de temperatura não proporcionou diferença quanto ao número de culturas negativas.

O hipoclorito de sódio também foi estudado (BUTLLER & CRAWFORD, 1982) na detoxificação de duas endotoxinas provenientes da *Escherichia coli* e da *Salmonella typhosa*. A avaliação foi realizada após o contato por uma hora a temperatura ambiente, das soluções de hipoclorito de sódio nas concentrações 0,58%, 2,7% e 5,2% com as endotoxinas. Os resultados revelaram que todas as concentrações foram efetivas na completa detoxificação das endotoxinas estudadas (na concentração de 100ng/mL de solução).

Segundo BAUMGARTNER & IBAY, em 1987, as propriedades solvente e antimicrobiana da solução de hipoclorito de sódio ocorrem, primariamente, devido à capacidade de oxidação e hidrólise de proteínas celulares, liberação de cloro fornecido pelo ácido hipocloroso e, em parte, à sua ação osmótica, retirando líquido da célula (plasmólise).

No entanto, várias complicações têm sido relatadas com o uso do hipoclorito de sódio durante o tratamento de canais radiculares. A literatura

contém vários casos de injeções acidentais deste irrigante em tecido periapical (KAUFMAN & KEILA, 1989; SABALA & POWELL, 1989; BECKING, 1991). Pelo fato do hipoclorito de sódio ser agressivo aos tecidos, tais acidentes são de relevância clínica por poderem gerar dor severa, rápido desenvolvimento de edema, hematoma, necrose e abscessos. Estes danos são causados devido ao efeito oxidativo do hipoclorito de sódio nos tecidos vitais da região periapical e pela reação inflamatória desencadeada (BECKING, 1991).

PASHLEY *et al.*, em 1985, avaliaram a citotoxicidade de várias diluições da solução de hipoclorito de sódio, empregando três modelos de testes biológicos. Em estudo *in vitro*, foram adicionados 10 mL de solução salina isotônica, água destilada ou diferentes concentrações de Clorox® em solução salina a 50µL de suspensões de eritrócitos mantidos a temperatura ambiente por 30 minutos. Os tubos foram então centrifugados por 10 minutos e porções do sobrenadante analisadas quanto à proteína total pelo método de Lowry. Foram realizados também, estudos *in vivo* por meio do teste de contato com olho de coelho e injeção subcutânea em ratos. Os resultados demonstraram que mesmo em diluições 1:1000 ocorreu completa hemólise de eritrócitos no teste de citotoxicidade. As soluções não diluída ou diluída na proporção 1:10 promoveram irritação moderada a severa em olhos de coelhos, com resolução após 24 a 48 horas. As injeções subcutâneas das soluções não diluída, 1:1, 1:2 e 1:4 levaram a ulcerações de pele nos animais. Desta forma, concluíram que, embora a solução de hipoclorito de sódio a 5% seja altamente efetiva durante o preparo biomecânico e clinicamente aceitável, ela deve ser usada com cautela para prevenir que a mesma alcance o periápice desencadeando severas reações inflamatórias.

Além disso, a capacidade de remoção de *smear layer* do hipoclorito de sódio tem se mostrado deficiente, uma vez que, durante ou após a instrumentação endodôntica, tem ação apenas sobre a camada mais superficial da *smear layer* (BERG *et al.*, 1986; BAUMGARTNER & MADER, 1987). A remoção de tecido orgânico e da *smear layer* tem sido obtida satisfatoriamente

com o uso do hipoclorito de sódio alternado com um agente quelante, como o EDTA (WHITE *et al.*, 1984; BAUMGARTNER & MADER, 1987; CENGIZ *et al.*, 1990).

O EDTA (Ácido Etileno Diamino Tetracético) é o agente quelante mais comum, e reage com íons cálcio da dentina, formando quelatos solúveis de cálcio. Tem capacidade de descalcificar 20 a 30 µm de dentina, em 5 minutos, porém seu efeito quelante no terço apical dos canais radiculares é deficiente (FEHR & NYGAARD-OSTBY, 1963; FRASER, 1974), já tendo sido sugerido a adição de soluções tenso-ativas, como o brometo de amônio quaternário, ao EDTA com a finalidade de reduzir sua tensão superficial e aumentar a penetrabilidade (FEHR & NYGARD-OSTBY, 1963). Estas combinações são eficientes na remoção da *smear layer*, no entanto, a limpeza do terço apical dos canais ainda é comprometida (McCOMB & SMITH, 1975).

Tendo em vista algumas desvantagens da utilização do hipoclorito de sódio, o gluconato de clorexidina, utilizado na Periodontia devido sua ampla ação antibacteriana contra bactérias Gram-positivas e Gram-negativas (UNSAL *et al.*, 1994), passou a ser estudado na Endodontia. A ação antibacteriana da clorexidina se dá pela ligação de suas moléculas catiônicas às paredes celulares das bactérias que são carregadas negativamente. Em altas concentrações seu efeito é bactericida, pois age rompendo a parede celular, interferindo no mecanismo de transporte e secundariamente na coagulação do citoplasma pela alta afinidade a proteínas. Em baixas concentrações apresenta ação bacteriostática, inibindo as funções da membrana, sendo seu efeito mantido por várias horas depois da aplicação, devido sua excelente substantividade, ou seja, efeito residual (HUGO & LONGWORTH, 1964 e 1965; RÖLLA *et al.*, 1970; RÖLLA & MELSEN, 1975; GREENSTEIN *et al.*, 1986).

A clorexidina passou a ser usada na Endodontia, como substância química auxiliar e medicação intracanal (DELANY *et al.*, 1982; RINGEL *et al.*, 1982; JEANSONNE & WHITE, 1994). Sua ação como irrigante endodôntico

tem se mostrado interessante devido sua propriedade de inibir o crescimento de bactérias comumente encontradas nas infecções endodônticas (CERVONE *et al.*, 1990; FERRAZ *et al.*, 2001; DAMETTO *et al.* 2005), possuir efeito residual (WHITE *et al.*, 1997; KOMOROWSKY *et al.*, 2000; DAMETTO *et al.*, 2005), e baixa citotoxicidade (OHARA *et al.*, 1993; JEANSONNE & WHITE, 1994; TANOMARU FILHO *et al.*, 2002).

HELING *et al.*, em 1992, avaliaram o efeito da solução de clorexidina como medicação intracanal, por meio de estudo *in vitro* utilizando cilindros de dentina bovina inoculadas com "*Streptococcus faecalis*". Os medicamentos testados foram a solução de gluconato de clorexidina a 0,2%, gluconato de clorexidina num dispositivo de liberação controlada (1,2mg) e paramonoclorofenol canforado. O grupo controle não se utilizou medicação. Através de análise em espectrofotômetro, os grupos experimentais obtiveram melhores resultados antimicrobianos que o grupo controle.

No mesmo ano, a atividade antimicrobiana da solução de clorexidina foi comparada com o hidróxido de cálcio utilizando-se dentina radicular bovina inoculada com "*Streptococcus faecalis*". Os resultados demonstraram que a solução de clorexidina reduziu significativamente a contaminação. O hidróxido de cálcio não apresentou esta capacidade nos períodos testados, de até 7 dias (HELING *et al.*, 1992).

VAHDATY *et al.*, em 1993, avaliaram *in vitro* as soluções de clorexidina 0,2% e 2%, de hipoclorito de sódio a 0,2% e 2%, e o soro fisiológico com relação à eficiência na desinfecção de túbulos dentinários. Raízes de incisivos bovinos extraídos foram preparadas, autoclavadas e infectadas com "*Streptococcus faecalis*". Os canais radiculares foram irrigados com 20 mL de uma das soluções irrigadoras e, amostras de dentina foram removidas nas profundidades de 100, 100-300 e 300-500 µm, para análise da presença e quantificação dos microrganismos remanescentes. Os resultados demonstraram que as soluções de clorexidina e de hipoclorito de sódio

apresentaram efetividade semelhantes nas mesmas concentrações contra o microrganismo em estudo.

JUNG *et al.*, em 1999, conduziram estudo para avaliação da eficiência da solução de clorexidina na prevenção de reinfecção coronária dos tratamentos endodônticos. Foram utilizados canais de dentes bovinos, instrumentados, autoclavados e imersos em clorexidina, solução de hipoclorito de sódio ou solução salina, por 5 minutos, antes de serem obturados. As raízes foram montadas de tal forma que na porção coronária pudesse ser colocada em contato com o inóculo bacteriano e o ápice radicular ficasse imerso em meio de cultura. A turbidez do meio foi observada em 80% dos espécimes tratados com solução salina e 70% com solução de hipoclorito de sódio após 24 horas. O tratamento com solução de clorexidina apresentou a turbidez após o mesmo período em apenas 20% dos espécimes, demonstrando maior eficiência na prevenção da infiltração bacteriana.

Da mesma forma LEONARDO *et al.*, em 1999, ao avaliar em *in vivo* atividade antimicrobiana da solução de clorexidina a 2%, demonstraram uma redução de 100% de *S. mutans* imediatamente após a instrumentação e, 77,78% de redução numa coleta realizada após 48 horas.

Este efeito residual do gluconato de clorexidina já havia sido demonstrado por WHITE *et al.*, em 1997. O autor realizou o preparo biomecânico em dentes extraídos empregando-se as soluções de clorexidina a 2% e 0,12%, sendo os canais radiculares, posteriormente, preenchidos com água destilada. Foram realizadas coletas microbiológicas do canal radicular, com cones de papel absorvente, em diferentes períodos de tempo (6, 12, 24, 48 e 72 horas) após o tratamento. A solução de clorexidina a 2% apresentou atividade antimicrobiana em todos os dentes no período de 72 horas, enquanto que, na concentração 0,12%, na maioria dos dentes a atividade antimicrobiana foi constatada nos períodos de 6 a 24 horas. Os resultados constataram que a clorexidina apresenta substantividade quando utilizada como irrigante endodôntico.

Muita atenção tem sido dada às propriedades químicas, porém pouco tem se estudado com a finalidade de melhorar a ação mecânica das soluções irrigadoras. As substâncias para limpeza do sistema dos canais radiculares durante o preparo químico-mecânico normalmente são utilizadas na forma de solução. STEWART *et al.*, em 1961, sugeriram a utilização de um irrigante endodôntico viscoso com base de glicerina anídrica, que mostrou ter boa ação lubrificante além de aumentar a capacidade antimicrobiana do peróxido de uréia. Porém, desde então, poucos trabalhos foram realizados dando ênfase à forma de apresentação dos irrigantes endodônticos.

O gel de clorexidina tem mostrado bons resultados em Odontologia no controle de cárie dental devido sua ação na redução de *Streptococcus mutans* e espécies de *Lactobacillus* (EPSTEIN *et al.*, 1991; CLARCK *et al.*, 1991; BONDESTAM *et al.*, 1996). Quando aplicado subgingivalmente, demonstra eficiência no auxílio do tratamento periodontal, embora não substitua o tratamento convencional (OOSTERWAAL *et al.*, 1989; KELTJENS *et al.*, 1991).

Na Endodontia, a clorexidina gel foi estudada como medicação intracanal, apresentando bons resultados. Devido sua maior viscosidade, acredita-se que a clorexidina gel possa manter o princípio ativo mais tempo na região aplicada (SIQUEIRA & UZEDA, 1997).

Quando usada como irrigante endodôntico pode auxiliar na remoção dos debris da dentina e tecido necrótico criados pela instrumentação, além de possuir propriedades químicas semelhantes a clorexidina em solução e promover a lubrificação do mesmo durante o corte da dentina pelos instrumentos endodônticos. Além disso, a grande vantagem do gel de clorexidina é que a base gel utilizada, o Natrosol, tem pH entre 6,0-9,0 e é solúvel em água ou álcool (FERRAZ *et al.*, 2001).

FERRAZ, em 1999, realizou estudo avaliando as seguintes soluções irrigadoras: solução de clorexidina a 2%, clorexidina gel 2% e solução de

hipoclorito de sódio a 0,5%, 1%, 2,5%, 4% e 5,25%. Avaliou *in vitro* a ação antimicrobiana das substâncias em difusão em ágar, capacidade de remoção do *smear layer* sob MEV e eliminação de *Enterococcus faecalis*. Os resultados demonstraram que a clorexidina gel apresentou maiores halos de inibição contra os microrganismos testados em difusão em ágar e, ainda, promoveu maior remoção da *smear layer* que as demais soluções testadas. O gel de clorexidina e a solução de hipoclorito de sódio a 5,25% promoveram culturas negativas mais rapidamente que os demais agentes irrigantes, quando em contato com o *Enterococcus faecalis*.

É certo que, comprovadamente, a clorexidina apresenta um amplo espectro antibacteriano, substantividade e relativa ausência de citotoxicidade, no entanto, a mesma não apresenta algumas propriedades inerentes a solução de hipoclorito de sódio, tais como a capacidade de dissolução tecidual, que a torna substância de escolha para a irrigação dos canais radiculares (JEANSONNE & WHITE, 1994).

Claramente a terapia endodôntica é incapaz de remover todas as bactérias do sistema de canais radiculares, não somente pela complexidade anatômica do espaço pulpar que impede a sua total remoção mas também porque, alguns nutrientes capazes de favorecer o crescimento de organismos residuais irão, inevitavelmente, permanecer. Entretanto, alguns organismos persistentes poderão ser “compatíveis com o hospedeiro” e não causar reinfecção (GOMES *et al.*, 1996c).

2.4- ENSAIOS MECÂNICOS

A utilização de substâncias químicas auxiliares durante o tratamento do canal radicular ou o uso de desinfetantes durante os procedimentos adesivos pode promover alteração na propriedade que algumas resinas hidrofílicas possuem de se unirem micromecanicamente à dentina (CAO, 1995; GÜRGAN *et al.*, 1999; MEIERS & KRESIN, 1996; MEIERS & SHOOK, 1996; TULUNOGLU *et al.*, 1998). A presença dessas substâncias poderia,

teoricamente, servir como uma barreira à penetração do agente adesivo, evitando assim o contato íntimo deste com a dentina e, conseqüentemente, interferindo no processo de adesão.

Na odontologia restauradora alguns autores (PERDIGÃO, *et al.*, 1994) indicam a aplicação de agentes desinfetantes após o procedimento de condicionamento ácido dentinário, pois estas substâncias além de exercerem ação desinfetante, atuarão como umectante de superfície, melhorando assim o desempenho dos primers hidrofílicos que necessitam da presença de umidade relativa sobre o substrato dentinário para que possam interagir com o mesmo. Contudo, o excesso de umidade pode levar ao fenômeno do sobreumedecimento dentinário (TAY *et al.*, 1996; PASHLEY & CARVALHO, 1997), em que a permeabilidade dos primers e o completo selamento das cavidades serão deficientes, principalmente quando se utiliza sistemas adesivos que utiliza a água como solvente em sua composição química (TAY *et al.*, 1996; PAUL, 1999).

Desta maneira, trabalhos, que utilizam os ensaios mecânicos de tração, cisalhamento e microtração, têm sido realizados para verificar possíveis alterações provocadas por desinfetantes na adesão à dentina e ao esmalte.

ØILO & AUSTRHEIM, em 1993, avaliaram a qualidade dos testes *in vitro* para os adesivos dentinários, comparando dois ensaios mecânicos, cisalhamento e tração. Os autores concluíram que estes testes oferecem valores de magnitude comparável entre si, além de serem igualmente representativos como teste *in vitro* da qualidade dos adesivos dentinários.

Em 1994, foi introduzido por SANO *et al.* o teste denominado microtração, diferente das metodologias tradicionais de teste de adesão pela técnica do cisalhamento ou tração. Estes autores encontraram uma relação inversa entre área adesiva e resistência de união. O teste de microtração apresentou como peculiaridade a tendência a resultar em valores mais altos de resistência

adesiva do que outros testes empregados. Isto deve-se ao fato que o mesmo emprega uma área diminuta de adesão ($0,5\text{mm}^2 - 1,0\text{mm}^2$) em relação aos demais ($7\text{mm}^2 - 11\text{mm}^2$).

CARVALHO *et al.*, 1994, ao empregar esta nova metodologia para avaliar a resistência adesiva à dentina do sistema adesivo Scotchbond MP e do ionômero de vidro Variglass, confirmaram a relação inversa entre a resistência a tração e a área de superfície adesiva. Ressaltaram os autores que esta metodologia proposta por SANO *et al.*, possibilita testar a resistência adesiva em pequenas e delimitadas áreas, tais como dentina cariada e esclerótica em um modelo cavitário tridimensional. Outras vantagens também citadas são: a obtenção de várias fatias por dente, o que permite cálculos de média por dente; diferentes fatias por dente podem ser utilizadas alternadamente para estudos em MEV e microinfiltração, em conjunto com os testes de resistência adesiva; por fim, o uso de pequenas áreas adesivas propicia o aparecimento de uma maior quantidade de falhas adesivas, o que determina uma menor variação nos resultados e facilita a manipulação dos espécimes.

No mesmo ano FILLER *et al.*, avaliaram o efeito de uma solução de clorexidina na resistência de união da resina composta ao esmalte. Os testes de cisalhamento demonstraram não haver diferenças significativas com relação à resistência de união entre o esmalte tratado com a clorexidina ($13,67 \pm 3,22$ MPa) e o esmalte não tratado ($13,23 \pm 3,22$ MPa). Os autores observaram também um elevado número de fraturas do tipo adesiva.

Já PERDIGÃO *et al.*, 1994, avaliaram o efeito da clorexidina a 2% nas superfícies de dentina e sua influência na resistência de união da resina à mesma. A clorexidina foi utilizada após o condicionamento ácido e posteriormente foi realizada a restauração utilizando o sistema adesivo All-Bond 2 e a resina composta Z 100. O teste de resistência adesiva ao cisalhamento mostrou que a aplicação da clorexidina na dentina não afetou adversamente a resistência de união desta à resina composta. A microscopia eletrônica de

varredura demonstrou que a clorexidina a 2% depositou debris na superfície dentinária e dentro dos túbulos dentinários da dentina condicionada com ácido fosfórico a 10%.

CAO *et al.*, 1995, utilizando também o teste de cisalhamento avaliaram o efeito da aplicação de sete desinfetantes dentinários (Ácido fosfórico a 32% com cloreto benzalquônio, Cavity Cleanser, Concepsis, Concepsis Scrub, Hibiclens, Tubulicid e Ácido fosfórico a 10% com cloreto de benzalquônio) alternando-se três sistemas adesivos (All-Bond 2, Amalgambond Plus e Permagen). Os resultados deste estudo demonstraram que quando comparados ao grupo controle, o qual nenhum desinfetante foi usado, os produtos diminuíram a resistência de união em 28%, 15% e 3% para os adesivos Amalgambond Plus, All-Bond 2 e Permagen respectivamente.

Ao realizar revisão bibliográfica sobre as diversas maneiras de se testar a adesão dos adesivos dentinários à estrutura dental, PASHLEY *et al.*, em 1995, confirmaram as vantagens do ensaio de microtração, ou seja: proporcionar o maior número de falhas adesivas; poder medir altos valores de resistência de união; ser capaz de avaliar a resistência de união em regiões restritas; permitir o cálculo de valores em um único dente; permitir testes de união em superfícies irregulares; possibilitar a avaliação da união em pequenas áreas; facilitar a avaliação ao microscópio eletrônico de varredura. Os autores também relataram as desvantagens do teste: técnica laboratorial trabalhosa e sensível; dificuldade de se medir forças de união menores que 5MPa; necessidade de equipamento especial e desidratação rápida dos espécimes devido ao seu tamanho reduzido.

Em 1996, MEIRS & SHOOK, avaliaram o efeito de dois desinfetantes de cavidade na resistência de união da resina à dentina. Foram utilizados os desinfetantes Bisco Cavity Cleanser e Oral-5. estes foram aplicados sobre a superfície dentinária de molares humanos extraídos, previamente à realização das restaurações com dois sistemas adesivos diferentes (Syntac e Tenure). Os

resultados mostraram valores de resistência de união significativamente menores para os grupos tratados com o adesivo Syntac, para ambos os desinfetantes testados. Falhas adesivas foram demonstradas para o mesmo adesivo, indicando que as soluções de clorexidina (Cavit Cleanser) e iodine/iodine-potássio/sulfato de cobre (ORAL-5) afetaram o mecanismo de união deste sistema adesivo à dentina.

O teste de microtração também é utilizado por pesquisadores (YOSHIYAMA *et al.*, 1996) para testar a resistência de união do sistema adesivo Clearfil Liner Bond 2 à dentina esclerótica demonstrando que apesar dos valores de resistência serem menores em dentina esclerótica do que em dentina normal, os valores absolutos foram altos (16 a 17MPa) em relação aos sistemas adesivos de gerações anteriores.

Da mesma forma NAKAJIMA *et al.*, em 1997 avaliaram a resistência à tração da resina composta à dentina afetada por cárie em comparação com a dentina normal. Foram utilizados os adesivos Scotchbond Multi-Purpose e One-Step. Os autores concluíram que os dois sistemas adesivos se comportaram de maneira semelhante em ambos os substratos testados.

No mesmo ano, PASHLEY & CARVALHO, revisaram a literatura sobre a estrutura da dentina, relacionando a mesma com a adesão. Os autores descreveram a importância da permeação da resina adesiva nos espaços criados entre as fibrilas colágenas pelo condicionamento ácido durante os procedimentos adesivos. Caso isto não ocorra, pode acarretar na queda dos valores de resistência de união, além de haver uma exposição das fibrilas colágenas desprotegidas à degradação hidrolítica. Assim concluem os autores, que é importante entender as características da permeabilidade dentinária para que se possa compreender melhor a adesão.

ARMSTRONG *et al.*, em 1998, utilizando o teste de microtração avaliaram dois sistemas adesivos, All-Bond 2 e Optibond FL, e posteriormente ao teste

verificaram utilizando MEV, o tipo de falha ocorrida para cada espécime testado. Os autores não encontraram diferenças entre os adesivos, com relação à resistência à tração ou modo de falhas, e a espessura de dentina remanescente não afetou a resistência à tração medida.

CARDOSO *et al.*, também em 1998, estudaram a resistência de união entre a dentina e três sistemas adesivos (Single Bond, Etch&Prime 3.0 e Scotchbond Multi-Purpose Plus), utilizando os testes de cisalhamento, tração e microtração. Os resultados demonstraram que dentre os três testes empregados, o de microtração apresentou valores de resistência adesiva mais alto e um menor coeficiente de variação. Os sistemas adesivos utilizados não foram estatisticamente diferentes no teste de microtração, porém o teste de tração e cisalhamento apresentou maiores valores de resistência de união para o adesivo Single Bond quando comparado ao Etch&Prime 3.0.

PHRUKKANON *et al.*, em 1998, avaliaram o efeito da área de adesão na resistência à microtração e ao microcisalhamento. Os autores concluíram que espécimes de teste que apresentam secções transversais de união menores revelam altos valores de resistência de união. Com relação ao modo de fratura observou-se que os espécimes com menores áreas adesivas, exibiram falhas adesivas na interface entre dentina e sistema adesivo.

RABELLO & COELHO, em 1998, estudaram a influência da clorexidina a 2% na resistência de união dentina resina antes e após o condicionamento com ácido fosfórico 37%, utilizando o teste de cisalhamento. Os autores concluíram que a utilização da clorexidina 2% não comprometeu a resistência ao cisalhamento de um sistema adesivo que atua pela remoção completa da smear layer e adesão molhada, independente desta ser utilizada antes ou após o condicionamento ácido.

SCHREINER *et al.*, também em 1998, compararam os testes de microtração e cisalhamento ao avaliar a resistência de união de 5 sistemas

adesivos diferentes. Os autores concluíram que o teste de microtração além de apresentar maiores valores de resistência de união produz uma avaliação mais definitiva da mesma quando comparado ao teste de cisalhamento.

O efeito da clorexidina 2% (Concepis) na resistência de união da resina à dentina foi avaliada por GÜRGAN *et al.*, em 1999, utilizando o teste de cisalhamento. Os autores demonstraram que a aplicação da solução de clorexidina 2%, antes ou depois do condicionamento ácido, diminuiu a resistência ao cisalhamento da resina composta à dentina; entretanto, lavando-se o desinfetante antes do procedimento adesivo, a resistência de união não é afetada.

No entanto, o avaliar a resistência de união de três diferentes tipos de sistemas adesivos aos dentes tratados endodonticamente, NIKAIDO *et al.* (1999) detectaram valores significativamente menores nos grupos onde os dentes haviam sido previamente irrigados com hipoclorito de sódio e/ou peróxido de hidrogênio, principalmente quando os adesivos Single Bond (3M) e Super Bond C&B (Sun Medical) foram utilizados. O sistema adesivo Clearfil Liner Bond II (Kuraray) não foi afetado pelas soluções irrigadoras. Segundo estes autores, após a utilização de irrigantes químicos no canal radicular, seus resíduos e sub-produtos podem difundir-se na dentina ao longo dos túbulos, afetando assim a penetração da resina na estrutura dentinária ou a polimerização dos monômeros na matriz dentinária desmineralizada. Acredita-se que isso diminua a resistência de união à dentina. O condicionamento ácido com remoção da smear layer atribuído aos sistemas Single Bond e Super Bond C&B aumentariam a permeabilidade da dentina permitindo que resíduos da substância química auxiliar contaminem a superfície.

BOCANGEL *et al.*, em 2000, avaliaram a influência de três agentes desinfetantes, hipoclorito de sódio a 2,5%, clorexidina a 2% e flúor acidulado a 1,23%, na adesão de um sistema adesivo de quarta geração (Scotchbond

Multipurpose Plus) à dentina. Concluíram os autores que as soluções desinfetantes não afetaram adversamente a adesão dentinária.

ISHIZUKA *et al.* (2001) determinaram os efeitos dos irrigantes endodônticos na adesão através da medição simultânea da adaptação marginal e da resistência ao cisalhamento. Um sistema adesivo de frasco único (Single Bond/3M) e um sistema adesivo autocondicionante (Clearfil Mega Bond/ Kuraray) foram aplicados sobre a dentina previamente irrigada com hipoclorito de sódio a 6%. Nesse estudo os autores encontraram que a irrigação com NaOCl interferiu na resistência de união dente-resina e promoveu maior formação de fendas marginais quando o sistema adesivo Clearfil Mega Bond foi empregado. Uma vez que a substância química auxiliar foi aplicada diretamente sobre a dentina, os autores concluíram que o condicionamento ácido total promovido pelo Single Bond seria capaz de remover toda a extensão de dentina alterada pelo hipoclorito de sódio, justificando assim seu melhor desempenho frente ao sistema autocondicionante.

BELLI *et al.* (2001b) avaliaram a resistência de união de dois sistemas adesivos às paredes da câmara pulpar. Foram utilizados C&B Metabond (Parkell) e One-Step (Bisco) associados ou não ao pré-tratamento com NaOCl a 5%. A resistência a microtração destas resinas em 4 diferentes regiões da câmara pulpar (assoalho, teto, parede e região de corno pulpar) foi medida utilizando-se uma máquina de ensaios. Os resultados indicaram que altos valores de resistência adesiva podem ser conseguidos entre as resinas e as várias regiões da câmara pulpar. De acordo com os autores, isto pode permitir o uso de uma espessa camada de resina no assoalho da câmara pulpar e sobre os orifícios de entrada dos canais como uma barreira protetora secundária após o término do tratamento endodôntico.

Entretanto, clinicamente as condições para adesão são muito mais críticas do que em um estudo laboratorial. O formato de caixa da câmara pulpar pode influenciar na capacidade de selamento dos materiais resinosos devido à

contração de polimerização que ocorre em função do fator de configuração da cavidade (fator C). Quanto maior o fator C, maior a competição entre a força adesiva e o stress gerado pela contração de polimerização. Para reduzir os efeitos adversos da adesão à câmara pulpar, a técnica de inserção da resina por incrementos é recomendada (REIS *et al.*, 2003).

Diferenças estatisticamente significativas foram encontradas por ARI *et al.*, em 2003, ao compararem a resistência de união de quatro cimentos resinosos (C&B Metabond/ Parkell, Panavia F/ Kuraray, Variolink II/ Vivadent, Rely-X/ 3M) à dentina do canal radicular irrigada ou não com NaOCl 5%. Os dentes irrigados com NaOCl apresentaram menor resistência de união entre os cimentos e a dentina em relação ao grupo controle.

Um estudo realizado por ERDEMIR *et al.* (2004) avaliou o efeito de várias medicações na resistência de união à dentina do canal radicular. As paredes do canal radicular foram tratadas com NaOCl 5%, peróxido de hidrogênio 3%, a combinação de peróxido de hidrogênio e NaOCl ou gluconato de clorexidina 0.2% por 60 segundos; e hidróxido de cálcio ou formocresol por 24h. O grupo controle foi irrigado com água. Os canais radiculares foram obturados utilizando-se C&B Metabond. A resistência de união à microtração foi medida em uma máquina de ensaios. Os resultados indicaram que NaOCl, peróxido de hidrogênio e a combinação de ambos exerceram efeitos negativos na adesão à dentina do canal radicular. A clorexidina aumentou significativamente a resistência de união à dentina neste estudo. Os autores explicaram os altos valores de resistência adesiva encontrados através de um possível efeito de adsorção do agente adesivo pela clorexidina dentro dos túbulos dentinários. O formocresol e o hidróxido de cálcio não afetaram a resistência de união à dentina.

Em uma análise do efeito do hipoclorito de sódio a 5% na resistência de união de quatro sistemas adesivos, OZTURK & ÖZER (2004) constataram uma redução de 23% na adesividade às paredes laterais da câmara pulpar, o que os fez concluir que tal substância é capaz de afetar adversamente a resistência

de união à dentina. Os autores especularam que a remoção das fibrilas colágenas da superfície dentinária pelo NaOCl impediria a formação de uma camada híbrida consistente, resultando na queda dos valores de resistência adesiva. Dentre os grupos com aplicação de NaOCl, o Clearfil SE Bond apresentou a maior resistência de união, o que indica que os sistemas adesivos autocondicionantes seriam mais apropriados para adesão às paredes da câmara pulpar.

SANTOS, em 2005, avaliou a interferência de substâncias irrigadoras na resistência de união dentina-resina utilizando o teste de cisalhamento e o sistema adesivo autocondicionante ClearFill Liner Bond. Dentes bovinos foram submetidos a um pré-tratamento utilizando as seguintes substâncias: NaOCl 5,25%, clorexidina 2% líquida, clorexidina 2% gel e EDTA 17%. Concluiu a autora que o NaOCl 5,25% associado ou não ao EDTA diminuiu a resistência de união, fato este não observado quando os espécimes foram irrigados com clorexidina 2% gel e líquida. Ressalta ainda que a resistência de união não foi influenciada pela profundidade da dentina da câmara pulpar.

Uma vez preconizada a restauração imediata do acesso coronário após o tratamento endodôntico utilizando-se materiais resinosos associados a sistemas adesivos, e sabendo-se que há na literatura poucas informações sobre adesão dentinária em dentes submetidos à terapia endodôntica, torna-se importante conhecermos o comportamento de tais materiais nesta circunstância.

2.5- Microinfiltração

A microinfiltração coronária é um importante fator que leva o tratamento do canal radicular ao insucesso (SWANSON & MADISON, 1987). Isto ocorre devido a falta de selamento e adesão entre a restauração final e a estrutura dental.

Desta forma WU *et al.*, em 1983, descreveram uma forma de detectar a microinfiltração em restaurações com resina composta. Utilizaram um método contendo nitrato de prata em comparação com radioisótopos, o qual os resultados indicaram que o primeiro fornece uma definição superior e uma avaliação da microinfiltração mais apurada. Os autores advogaram que este método apresenta ainda duas vantagens: os escores podem ser definidos em números precisos e o dente pode ser observado diretamente, não necessitando de interpretação indireta em filme ou fotografia.

CRIM *et al.*, em 1985, investigaram a diferença entre as técnicas de termociclagem, variando corante, radioisótopos e números de imersões. Atestaram que o uso de radioisótopos ou corantes foram igualmente efetivos e não apresentaram diferenças estatisticamente significante. Demonstraram também que todos os procedimentos que envolvem mudanças térmicas apresentam-se mais potentes em relatar a microinfiltração do que os métodos que não utilizam a termociclagem.

Em 1993, BARNES *et al.*, avaliaram através de testes de microinfiltração marginal, em cavidades classe V, as diferenças entre as pesquisas *in vivo* e *in vitro*. Os resultados demonstraram que os testes laboratoriais podem prever mais microinfiltração do que encontrado clinicamente.

SANO *et al.*, em 1994, investigaram a microinfiltração marginal pelo exame da interface resina adesiva/dentina sob cryo-SEM e nitrato de prata. Preparos classe V foram confeccionados, condicionados com ácido fosfórico a 37% e restaurados com o sistema adesivo Clearfil Photo Bond. Observou-se uma excelente adaptação marginal, porém a microscopia eletrônica de varredura demonstrou a infiltração de íons prata entre a resina e a estrutura dental descalcificada sem a formação de fenda.

Assim, em 1995, SANO *et al.*, ao verificar sob Microscopia Eletrônica de Varredura a migração de íons prata na interface dentina-resina em cinco agentes de adesão, na ausência de microfendas marginais, sugeriu a criação

do termo nanoinfiltração para determinar esta técnica. Os autores passaram a indicar a utilização de agentes traçadores como a prata para avaliar a qualidade da zona de interdifusão dentinária por ser detectável tanto em SEM como em TEM.

Em 1995, INAI *et al.*, realizaram uma avaliação da nanoinfiltração dos sistemas adesivos Superbond D-Liner Plus, Imperva Bond, Pro Bond e AeliteBond em restaurações classe V. Sobre os espécimes foi aplicado esmalte de unha comum, exceto 1,0 mm ao redor das restaurações e corados com nitrato de prata 50%. Os autores observaram ausência de microfendas marginais, mas a presença da nanoinfiltração.

Comparando duas soluções de desinfecção de cavidade, MEIERS & KRESIN, em 1996, constataram que aquela à base de clorexidina não afetou a qualidade do selamento marginal obtido com restaurações adesivas, ao passo que a solução à base de iodeto de potássio e sulfato de cobre propiciou maior infiltração marginal nas restaurações realizadas com sistema adesivo Syntac (Vivadent).

Em um estudo semelhante, TULUNOGLU *et al.* (1998) verificaram que os dentes tratados com um anti-séptico à base de clorexidina apresentaram maior microinfiltração do que aqueles tratados com um anti-séptico à base de álcool.

Entretanto, PIVA *et al.*, em 1999, avaliaram a influência de quatro agentes desinfetantes, NaOCl 2,5%, água de hidróxido de cálcio, flúor-fosfato acidulado 1,23% e clorexidina 2%, sobre a microinfiltração do sistema adesivo Scotchbond Multipurpose em cavidades classe V. As substâncias foram aplicadas antes do procedimento restaurador e uma vez realizada a restauração os espécimes foram submetidos a termociclagem nas temperaturas de 5°C e 55°C, com tempo de imersão de 1 minuto, perfazendo 500 ciclos. Posteriormente, os espécimes foram cobertos com esmalte de unha, com exceção de 2 mm ao redor da restauração, e corados com azul de metileno a 2% por 24 horas. Com base nos resultados, os autores concluíram

que os agentes desinfetantes interagem apenas superficialmente na estrutura dentária, na *smear layer*, ou penetram levemente na dentina subjacente, na medida que ambas são removidas pelo condicionamento ácido, o possível efeito deletério desses desinfetantes sobre a adesão seria anulado.

BELLI *et al.* (2001a) avaliaram *in vitro* a capacidade de 4 diferentes materiais em vedar os orifícios dos canais radiculares promovendo um selamento coronário após a terapia endodôntica. Os orifícios dos canais foram temporariamente selados com guta-percha sem cimento. A câmara pulpar foi irrigada com NaOCl a 5% por 5 min., seguido de um enxágüe com água morna por 2 min. e então tratada com um sistema adesivo de primer autocondicionante (Clearfil SE Bond/ Kuraray), um sistema de adesão de frasco único (One-Step/Bisco), C&B Metabond/ Parkell e IRM/ L.D.Caulk (cimento a base de óxido de zinco e eugenol). A qualidade do selamento de cada espécime foi medida pela passagem de fluidos imediatamente após a colocação do material, 1 dia, 1 semana e 1 mês após. Mesmo depois de 1 mês as resinas mostraram um excelente selamento. O óxido de zinco e eugenol (IRM) apresentou infiltração significativamente maior quando comparado com os materiais resinosos ($p < 0.05$). Segundo os autores, as resinas adesivas devem ser consideradas como uma barreira secundária para prevenir a microinfiltração nos orifícios de entrada dos canais radiculares.

WELLS *et al.* (2002), comparando a eficácia do selamento dos dois milímetros coronários do canal radicular ou de toda a extensão do assoalho da câmara pulpar concluíram que o selamento coronário feito com resina ou compômero é simples de ser colocado após o término do tratamento endodôntico e oferece ótima proteção contra a microinfiltração. Além disso, a utilização de uma resina intermediária de baixa viscosidade ajuda a compensar a tensão gerada na polimerização uma vez que possui alta elasticidade, característica que favorece a redução da formação de fendas e desadaptações (DAVIDSON *et al.*, 1984; YOSHIKAWA *et al.*, 1999).

De fato, todos os grupos avaliados no estudo de ZAIA *et al.* (2002) apresentaram infiltração de corante, sendo que o agente adesivo Scotch Bond Multi Purpose Plus (3M) foi o que apresentou maior infiltração, inclusive em comparação com materiais restauradores temporários, como IRM (L.D.Caulk) ou Cotosol (Coltène). Os autores acreditam que, por apresentar alta viscosidade, este sistema adesivo não deve ser utilizado isoladamente.

Do mesmo modo, OZTURK *et al.* (2004) constataram que nenhum dos sistemas adesivos testados em seu estudo foi capaz de evitar completamente a penetração de fluidos através da interface de adesão em todos os espécimes. Esta infiltração poderia ser atribuída à contração de polimerização dos materiais à base de resina composta.

3- PROPOSIÇÃO

O objetivo do presente estudo é avaliar o efeito de substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico (clorexidina gel 2%, NaOCl 5,25%, clorexidina líquida 2% e EDTA 17%) sobre a estrutura dentinária do assoalho da câmara pulpar verificando possíveis alterações:

- 1) na resistência coesiva da dentina;
- 2) na resistência de união entre sistema adesivo (Single-Bond) e dentina;
- 3) na nanoinfiltração com nitrato de prata na dentina da câmara pulpar.

4- MATERIAL E MÉTODO

4.1- Materiais

4.1.1- Dentes

- 180 Molares humanos recém-extraídos estocados em solução 0,1% de Timol.

4.1.2- Substâncias químicas auxiliares testadas

- Gluconato de clorexidina líquida 2% (**Proderma, Piracicaba, Brasil**).
- Gluconato de clorexidina gel 2% (**Endogel[®], Essencial Farma, Itapetininga, Brasil**).
- Hipoclorito de sódio 5,25% (**Proderma, Piracicaba, Brasil**).
- EDTA 17% (**Biodinâmica Química e Farmacêutica Ltda**).
- Salina estéril 0,9%.

4.1.3- Materiais Restauradores

4.1.3.1- Sistema adesivo

- Single Bond[®] (**3M, St. Paul, MN, USA**).

4.1.3.2- Resina Composta

- Z250[®] (**3M, St. Paul, MN, USA**).

Os principais componentes destes materiais são apresentados na **Tabela 1**.

Tabela 1 – Marca comercial, composição, lote e fabricante dos materiais restauradores utilizados neste estudo.

MATERIAL	COMPOSIÇÃO*	LOTE	FABRICANTE
Single Bond	Bis-GMA ¹ ; TEGDMA ² ; Zirconia/Sílica	4KF	3M , St. Paul, EUA
Filtek Z250	Bis-GMA ¹ ; Bis-EMA ³ ; UDMA ⁴ ; Zircônia/Sílica (60% em volume)	4RC	3M , St. Paul, EUA

* Informação obtida do fabricante

¹Bisfenol-glicidil-dimetacrilato

²Trietilenoglicoldimetacrilato

³Bisfenol-polietileno-diéter-dimetacrilato

⁴Uretano dimetacrilato

4.2- Métodos

4.2.1- Seleção dos dentes

Foram selecionados terceiros molares humanos, hígidos. Sua utilização foi submetida ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, (**Anexo I**).

4.2.2- Preparo dos dentes

Os dentes foram limpos com curetas periodontais para remoção de tecido periodontal ou ósseo, que poderiam estar aderidos à superfície radicular. Posteriormente, os dentes foram seccionados horizontalmente 3 mm acima da junção cimento-esmalte (**FIG. 1**), utilizando a máquina ISOMET 1000® (BUEHLER Ltda. Lake Bluff, IL, EUA) e disco de diamante série 15LC, removendo-se o teto da câmara pulpar. O tecido pulpar foi cuidadosamente removido tornando a mesma acessível para realização do tratamento.



Figura 1 – Secção transversal da coroa.

4.2.3- Divisão dos espécimes em grupos

Os espécimes foram divididos em 6 grupos sendo 4 experimentais e 2 controles, de acordo com a substância química auxiliar a ser utilizada, como mostra a **Tabela 2**.

Tabela 2 – Distribuição dos espécimes por grupo de acordo com as substâncias químicas auxiliares.

GRUPOS	SUBSTÂNCIAS QUÍMICAS AUXILIARES	MATERIAL RESTAURADOR	NÚMERO DE ESPECIMES
Grupo 1	Soro fisiológico	Single Bond /Z 250	30
Grupo 2	EDTA 17%	Single Bond /Z 250	30
Grupo 3	NaOCl 5,25%	Single Bond /Z 250	30
Grupo 4	NaOCl 5,25% + EDTA 17%	Single Bond /Z 250	30
Grupo 5	Clorexidina Gel 2%	Single Bond /Z 250	30
Grupo 6	Clorexidina líquida 2 %	Single Bond /Z 250	30

4.2.4- Tratamento dos espécimes

Os espécimes foram mantidos imersos em frascos contendo 10mL das substâncias irrigadoras testadas, sendo este volume trocado a cada 5 minutos até se completar o tempo total de 30 minutos (YESILSOY *et al.*, 1995). No grupo 4, os espécimes somente foram imersos na solução de EDTA 17% nos últimos 5 minutos para simular o “*toilet*” final. Transcorrido o período de 30 minutos de tratamento, todos os grupos foram ainda imersos em soro fisiológico por 5 minutos padronizando-se a irrigação final em todos os grupos.

4.2.5- Aplicação do material restaurador

Após serem submetidos ao tratamento com as substâncias químicas auxiliares utilizadas no estudo, todos os espécimes foram submetidos ao condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 35% por 15 segundos e lavagem com água pelo mesmo tempo, seguida por secagem com papel absorvente, mantendo a superfície úmida. Posteriormente, foi aplicado o sistema adesivo Single Bond®, seguindo instruções do fabricante, fotopolimerizando-o por 20s. Uma vez realizados os tratamentos da dentina, 4mm da câmara pulpar foi preenchida com resina composta Z250® cor B₂ com auxílio de uma espátula para compósitos Thompson® (Thompson GTX nº 9), em pequenas porções de aproximadamente 1,0mm, sendo estas

fotopolimerizadas individualmente por 40s. Todos os espécimes foram imersos em recipientes com água destilada, devidamente identificados e armazenados em estufa de cultura (FANEM Ltda. – São Paulo – Brasil), à temperatura de 37°C por 24 horas.

4.2.6- Obtenção dos espécimes para o teste de microtração

Após a aplicação do material restaurador, 20 espécimes de cada grupo foram fixados em suportes de madeira com godiva de baixa fusão (Exata[®], DFL Indústria e Comércio LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Com auxílio da máquina ISOMET 1000[®] e disco de diamante série 15LC em baixa velocidade e constante irrigação, cortes seriados foram realizados no sentido mesio-distal da câmara pulpar (**FIG. 2**) obtendo-se fatias com espessura de $1,0\text{mm} \pm 0,1\text{mm}$ (**FIG. 3**).

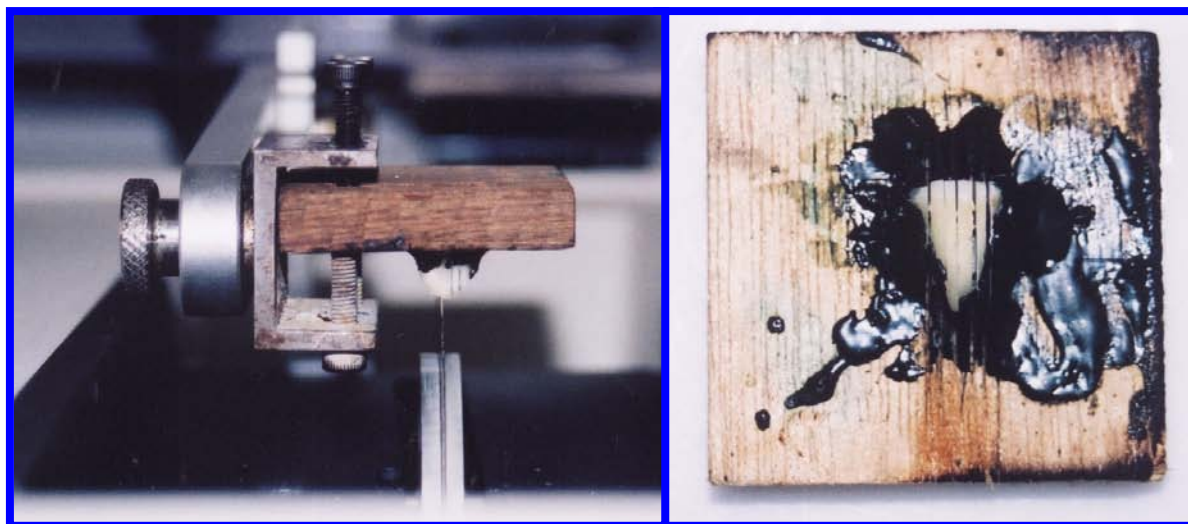


Figura 2 – Corte seriado da coroa. A – Fixação da amostra à cortadeira ISOMET. **B –** Dente seccionado longitudinalmente de mesial para distal.

As fatias das extremidades foram descartadas, sendo consideradas somente as fatias centrais que envolviam o assoalho da câmara pulpar. Posteriormente, com uma ponta diamantada (nº 2135 - KG Sorensen Ind. Com. Ltda, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação sob refrigeração constante foram realizados entalhes para confecção de uma constrição com formato de

Ltda, Barueri, SP, Brasil) em alta rotação sob refrigeração constante foram realizados entalhes para confecção de uma constrição com formato de ampulheta, padronizando para todos os espécimes a região do substrato a ser analisado. A largura da constrição é aproximadamente de 1,0mm, obtendo-se assim, uma área adesiva de no máximo 1mm². Os espécimes foram armazenados em frascos contendo água deionizada, mantidos em estufa a 37°C por 24 horas para posterior realização do ensaio mecânico.

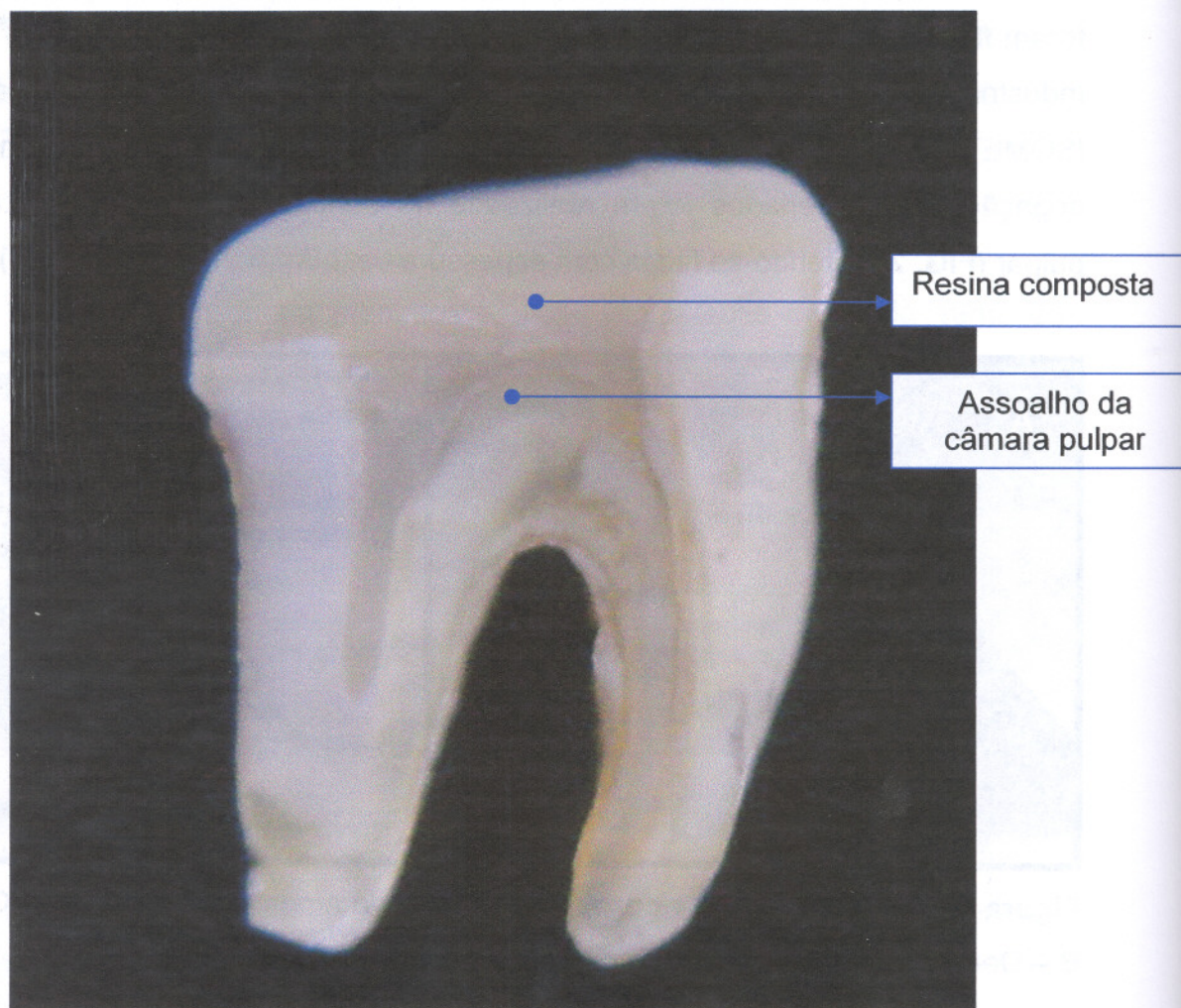


Figura 3 – Fatia obtida na secção méso-distal com 1mm de espessura.

4.2.7 Avaliação da alteração da resistência coesiva da dentina da câmara pulpar após contato com substâncias químicas auxiliares

Para avaliação da resistência coesiva da dentina a constrição em forma de ampulheta foi realizada perpendicularmente ao longo eixo da fatia, 2mm abaixo da interface de união dentina-resina, abrangendo apenas a dentina da região de assoalho (FIG.4).

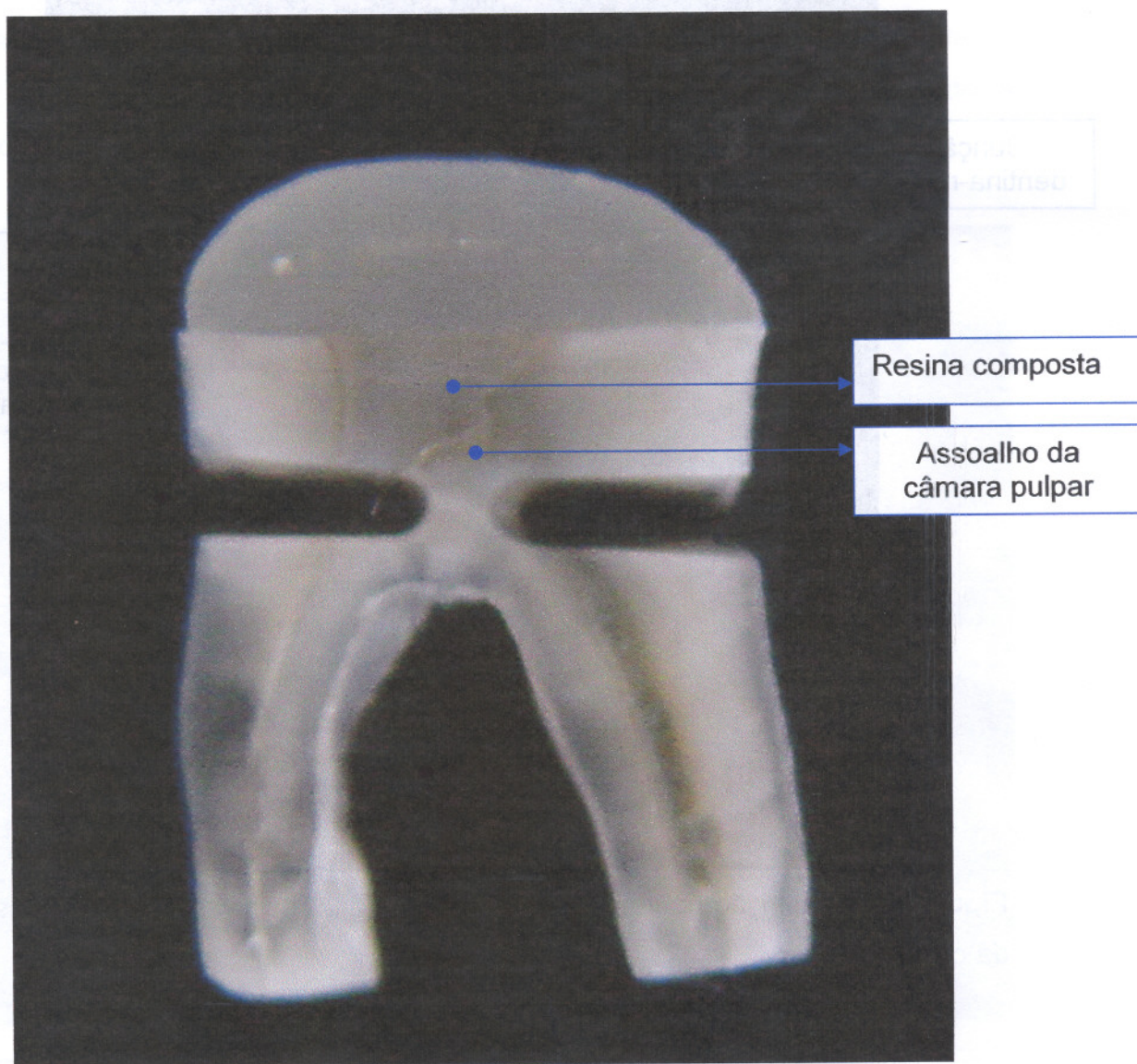


Figura 4 – Constrição na dentina do assoalho da câmara pulpar

4.2.8 Avaliação dos efeitos das substâncias químicas auxiliares na resistência de união da dentina da câmara pulpar aos sistemas adesivos

Para avaliação da resistência de união dentina-resina a constrição em forma de ampulheta foi realizada perpendicularmente ao longo eixo da fatia, abrangendo a interface de união dentina resina da região de assoalho (FIG. 5).

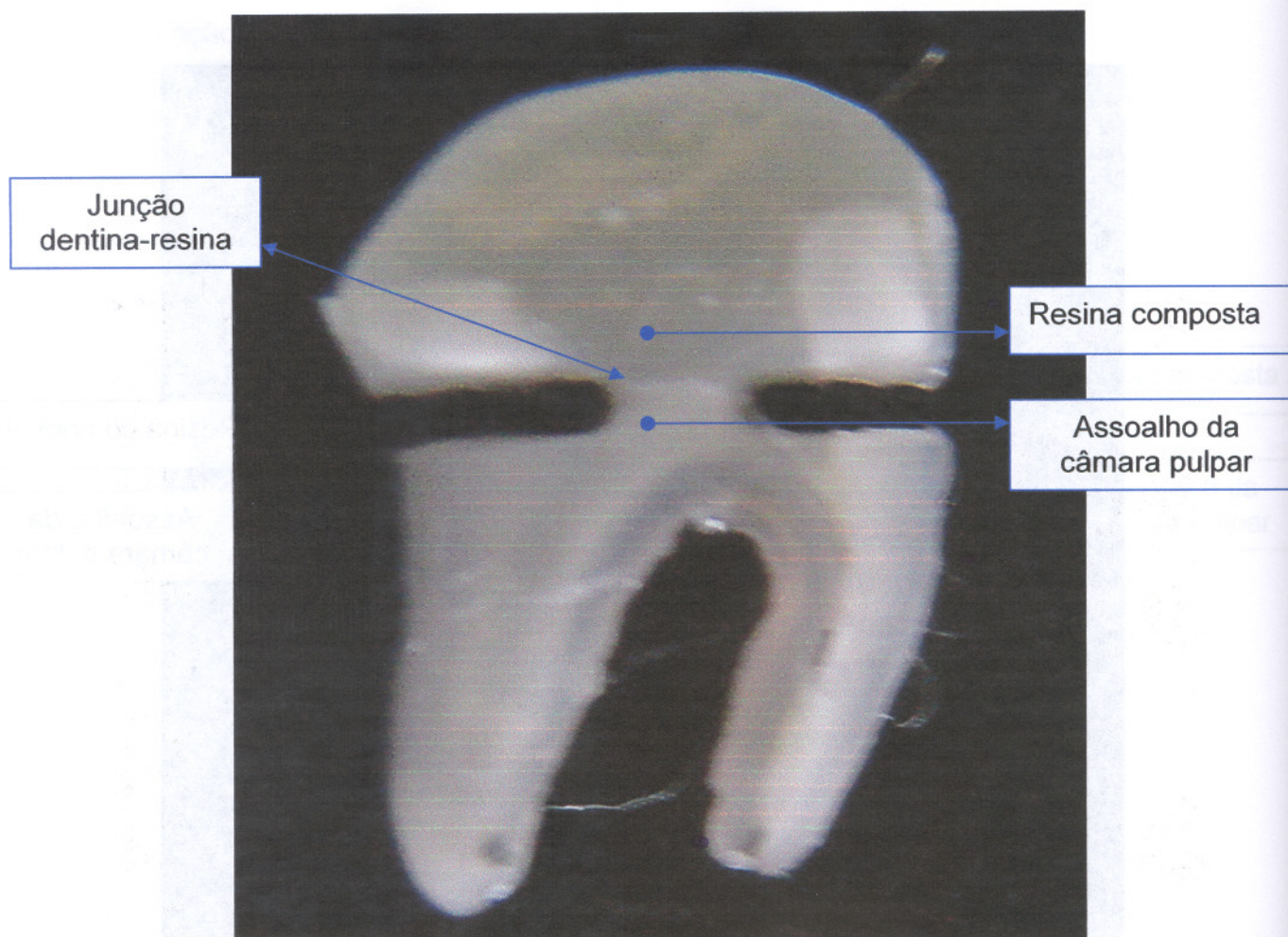


Figura 5 – Constrição na interface de união dentina-resina na região de assoalho da câmara pulpar

4.2.9 Teste de microtração

Os espécimes selecionados para o ensaio de tração tiveram suas secções transversais medidas e anotadas utilizando-se um paquímetro universal com leitura eletrônica (DIGIMATIC CALIPTER[®], Mitutoyo – absolute – n^o série BB071467), com precisão de 0,01mm. Posteriormente, os espécimes foram apreendidos com uma pinça e fixados pelas suas extremidades ao dispositivo de microtração (**FIG. 6A**) com um adesivo instantâneo (Superbonder Gel[®] Henkel Loctite Adesivos LTDA – Itapevi – São Paulo – Brasil) associado a um acelerador (Zapit accelerator[®] - Dental Ventures of America. Inc – EUA), de modo a posicionar a área de adesão perpendicular ao longo eixo de tração (**FIG. 6B**).

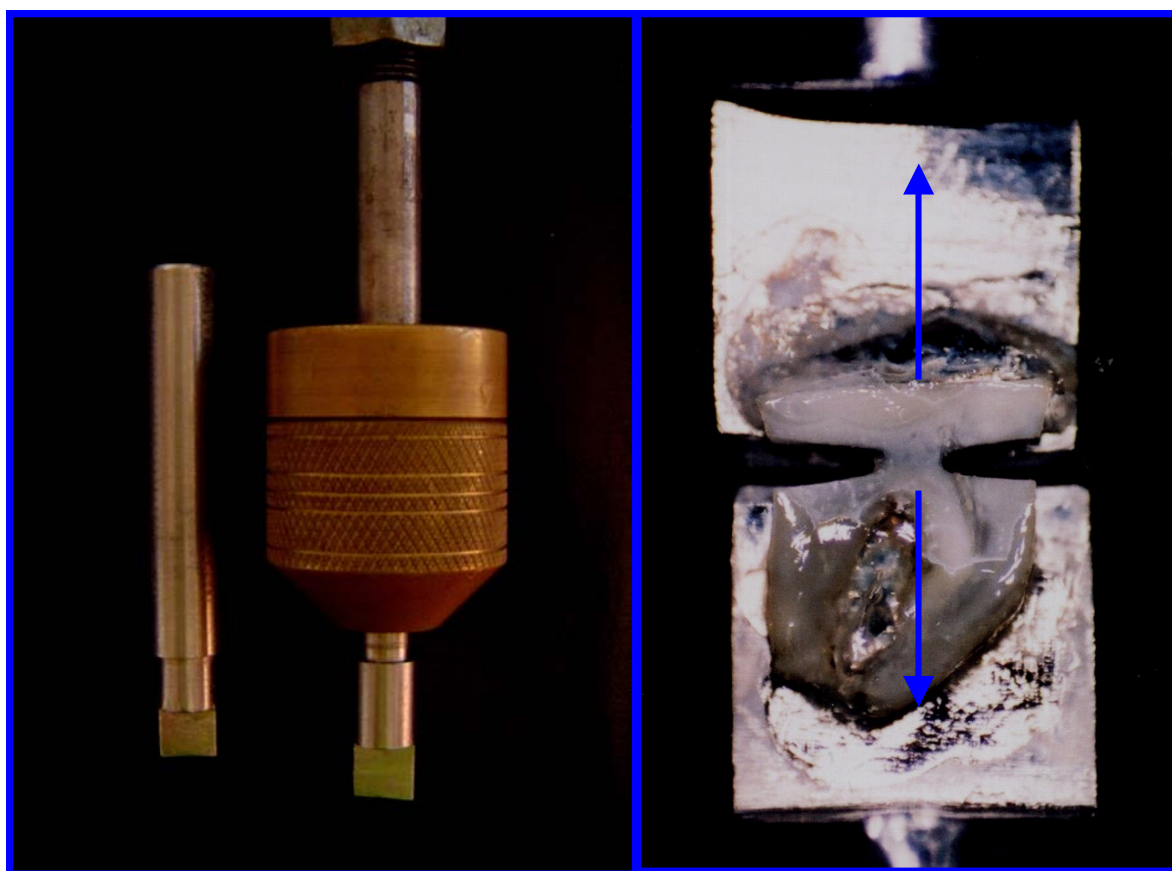


Figura 6- A- Dispositivo de microtração; **B-** Espécime fixado ao dispositivo

Os testes de microtração (SANO *et al.*, 1994) foram realizados a uma velocidade de 1,0mm/min, utilizando-se uma Máquina de Ensaio Mecânicos

MTS® (Material Test System 810 – MTS Systems Corporation – Minneapolis – Minnesota – EUA) com adaptação de uma célula de Carga de 1KN (Load Transducer modelo 66118 D – 01) e com um programa acoplado a estes (TestWorks® - sistema TestStar 2 – MTS Systems Corporation – Minneapolis – Minnesota – EUA). No momento da fratura o movimento foi imediatamente cessado e os dados foram coletados para posterior cálculo e análise. Os valores finais da resistência dentinária foram calculados dividindo-se os valores de carga de ruptura, obtidos em Newton(N), pelas secções transversais da área delimitada pelo preparo em forma de ampulheta, sendo portanto expressos em MPa. Estes valores finais foram comparados analisados estatisticamente.

4.2.10- Classificação dos espécimes quanto ao tipo de fratura

Após a realização dos testes de microtração, as superfícies de dentina e resina correspondentes ao local da área de adesão foram classificadas, utilizando-se Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) (JEOL-JSM T330A), quanto ao modo das falhas, sendo consideradas quatro tipos de fratura dispostas na **Tabela 3**.

Tabela 3 – Classificação dos tipos de fratura

Fratura	TIPO
01	Coesiva em camada híbrida (CH)
02	Coesiva em resina composta (CR)
03	Coesiva em dentina (CD)
04	Mista - dois ou mais substratos (M)

Para observação no MEV as superfícies fraturadas foram submetidas a um processo de desidratação em soluções de 25%, 50%, 75%, 95% e 100% de álcool etílico nos tempos 20, 20, 20, 30 e 60 minutos, respectivamente. Posteriormente, foram mantidas em estufa de cultura (FANEM Ltda. – São Paulo – Brasil), à temperatura de 37°C *over night*. Transcorrido este período, os espécimes foram dispostos em uma plataforma metálica com a fratura voltada para cima. Dado que as amostras biológicas são, em geral, péssimos

condutores de eletricidade e calor, houve a necessidade da deposição de um metal sobre a superfície a ser analisada transformando-a em um material eletricamente condutivo. Para isso foi realizada a metalização dos espécimes, cobrindo a superfície a ser examinada com uma fina camada de ouro ou liga de ouro-paládium (**FIG. 7**). Essa cobertura, de aproximadamente 30 nm, além de tornar as amostras biológicas mais condutivas, melhora a emissão de elétrons secundários, que é o sinal mais utilizado no processo de formação de imagem da superfície desses materiais.

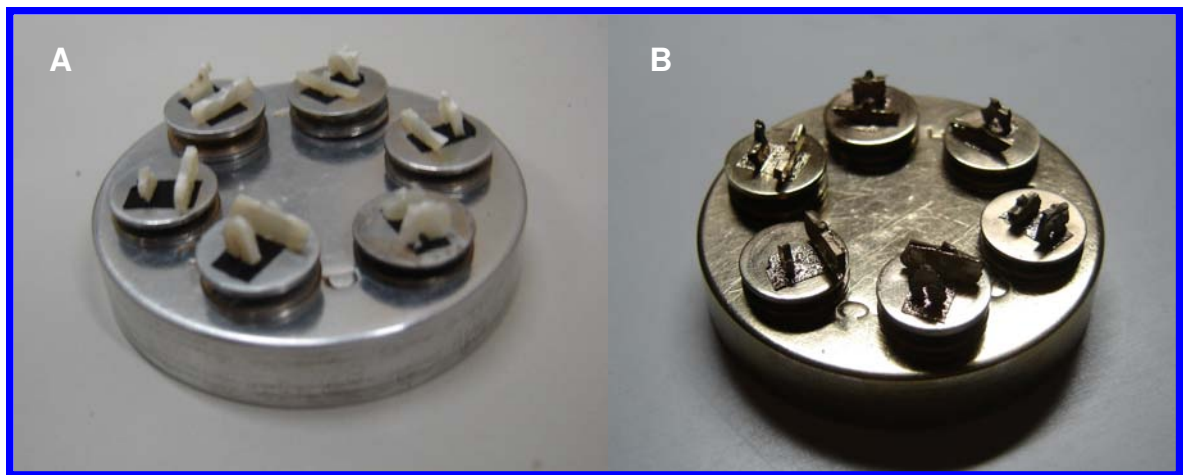


Figura 7 - Espécime antes (A) e após processo de metalização(B).

4.2.11- Avaliação da nanoinfiltração da dentina da câmara pulpar após tratamento com diferentes substâncias químicas auxiliares

4.2.11.1- Preparo dos dentes

Após a aplicação do material restaurador, as superfícies externas da coroa e raiz de 10 dentes de cada grupo foram isoladas com duas camadas de araudite de presa rápida e uma camada de esmalte colorido comum (**FIG. 8**), mantendo a restauração e dois milímetros ao seu redor exposto ao agente traçador. Em seguida os espécimes foram submetidos a ciclagem térmica em água nas temperaturas de 5°C a 55°C, com tempo de permanência de 15 segundos em cada temperatura, realizando um total de quinhentos ciclos (**FIG. 9**).

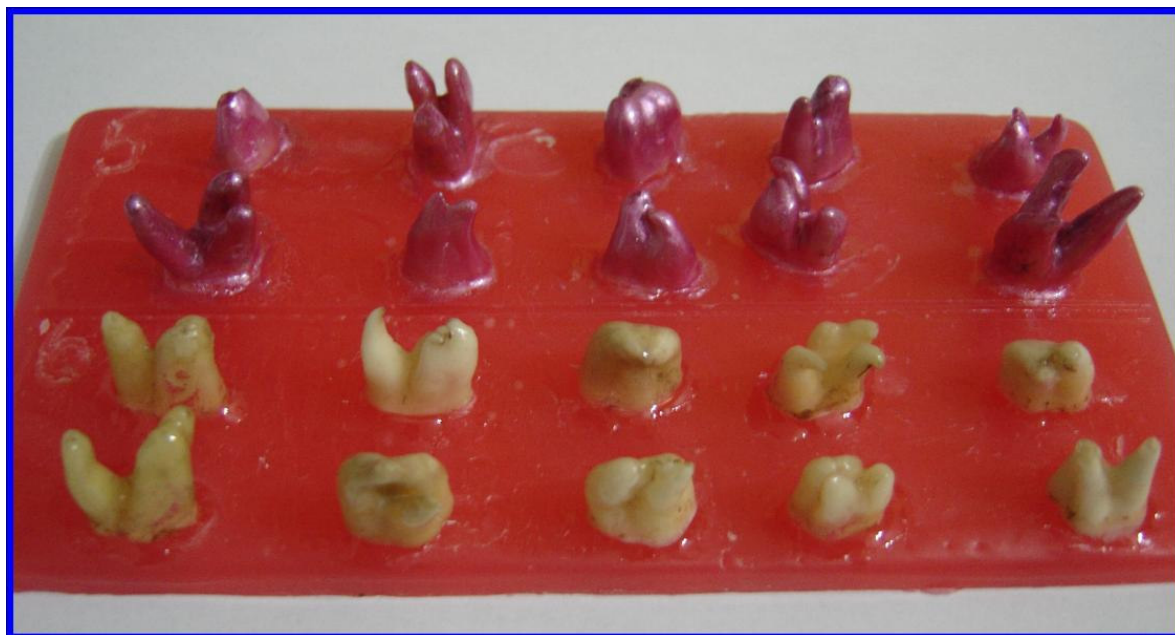


Figura 8 - Impermeabilização dos espécimes.



Figura 9 – Aparelho de termociclagem.

Posteriormente, os corpos de prova foram imersos em solução de nitrato de prata, a 50%, em temperatura ambiente por 24 horas em câmara escura. Decorrido esse período as amostras foram colocadas numa solução foto reveladora sob luz fluorescente por 6 horas, para favorecer a redução dos íons de prata para prata metálica.

4.2.11.2- Preparo dos dentes para microscopia eletrônica de varredura

4.2.11.2.1- Fixação e secagem dos dentes

Após a remoção dos corpos de prova da solução foto reveladora, os dentes foram lavados em água corrente por um minuto para remoção do excesso de solução e foram imediatamente imersos em uma solução de glutaraldeído a 2,5% em tampão de Cacodilato de Sódio 0,1M a 4°C, num pH de 7,4 por 12 horas, para fixação das estruturas orgânicas (BOYDE & WOOD, 1969; NATION J.L., 1983). Os mesmos corpos de prova foram lavados em solução de 0,2M de tampão de Cacodilato pH de 7,4 por 1 hora, com três trocas da substância seguida de água destilada por um minuto. Em seguida, foram desidratados em grau ascendente de etanol, a fim de substituir a água presente entre as estruturas orgânicas facilitando o processo de secagem

química do corpo de prova. Então, os espécimes foram imersos por 20 minutos em etanol a 25%, 20 minutos em etanol a 50%, 20 minutos de etanol a 75%, 30 minutos de etanol a 95% e 1 hora em etanol absoluto.

Uma vez realizada a desidratação, os dentes foram submetidos a um processo de secagem química o que minimiza as alterações da superfície a ser examinada, favorecendo a deposição de ouro sobre a amostra e permitindo uma visualização mais nítida no campo. A secagem foi realizada colocando os dentes sobre um filtro de papel e despejando sobre eles uma solução de hexametildisilazane (HMBS) (GUSNARD & KIRSCHNER, 1977; NATION J. L., 1983).

4.2.11.2.2- Secção dos dentes

Os corpos de prova foram fixados em um pequeno cubo de madeira com godiva de baixa fusão (Exata[®], DFL Indústria e Comércio LTDA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), cujo objetivo foi sua estabilização para secção com disco de diamante sob refrigeração a água deionizada, no sentido mésio distal.

4.2.11.2.3- Regularização das superfícies seccionadas

A superfície do corpo de prova foi regularizada usando lixas 600, 800 , 1200 e 4000 montadas em politriz sob refrigeração de água, e polidas em suspensão de diamante de 2µm e 1µm (HAYNET M. A., 1975).

4.2.11.2.4- Limpeza da superfície seccionada e regularizada

Os dentes foram imersos em álcool etílico absoluto em ultra-som por 10 minutos, com intuito de remover o silício deixado pelas lixas sobre a superfície e, em seguida, foram submetidos a condicionamento ácido a fim de se expor a camada híbrida formada na junção entre a resina adesiva e a dentina. Para tal foi utilizado uma solução 10/3, composta por ácido cítrico 10% e cloreto férrico 3% durante 20 segundos e, lavagem final com jato de água por 20 segundos.

Os corpos de prova preparados foram armazenados em um dessecador para evitar a contaminação da superfície por bactérias ou umidade até o momento da metalização.

4.2.11.2.5- Metalização

Dado que as amostras biológicas são, em geral, péssimos condutores de eletricidade e calor, houve a necessidade de remoção de água desse espécime para melhor visualização e a deposição de um metal sobre a superfície a ser analisada transformando-a em um material eletricamente condutivo. Para isso foi realizada a metalização dos corpos de prova, cobrindo a superfície a ser examinada com uma fina camada de ouro ou liga de ouro-paládium. Essa cobertura, de aproximadamente 30 nm, além de tornar as amostras biológicas mais condutivas, melhorará a emissão de elétrons secundários, que é o sinal mais utilizado no processo de formação de imagem da superfície desses materiais.

4.2.11.2.6- Análise dos espécimes

Os espécimes metalizados foram analisados em Microscopia Eletrônica de Varredura JEOL (JEOL-JSM T330A) acoplado a um analisador de Energia Dispersiva Espectroscópica de Raio X.

4.2.12- Análise Estatística

Os dados obtidos para cada metodologia empregada foram analisados através do programa estatístico BioEstat 2.0. A significância foi estabelecida em nível 5%.

5- Resultados

5.1- Resultados da avaliação da resistência coesiva da dentina da câmara pulpar após contato com substâncias químicas auxiliares.

Os valores obtidos em Newton foram convertidos em Mpa e organizados em planilhas (**ANEXO II**). As médias obtidas em MPa para cada grupo estão representadas no **GRÁFICO 1**.

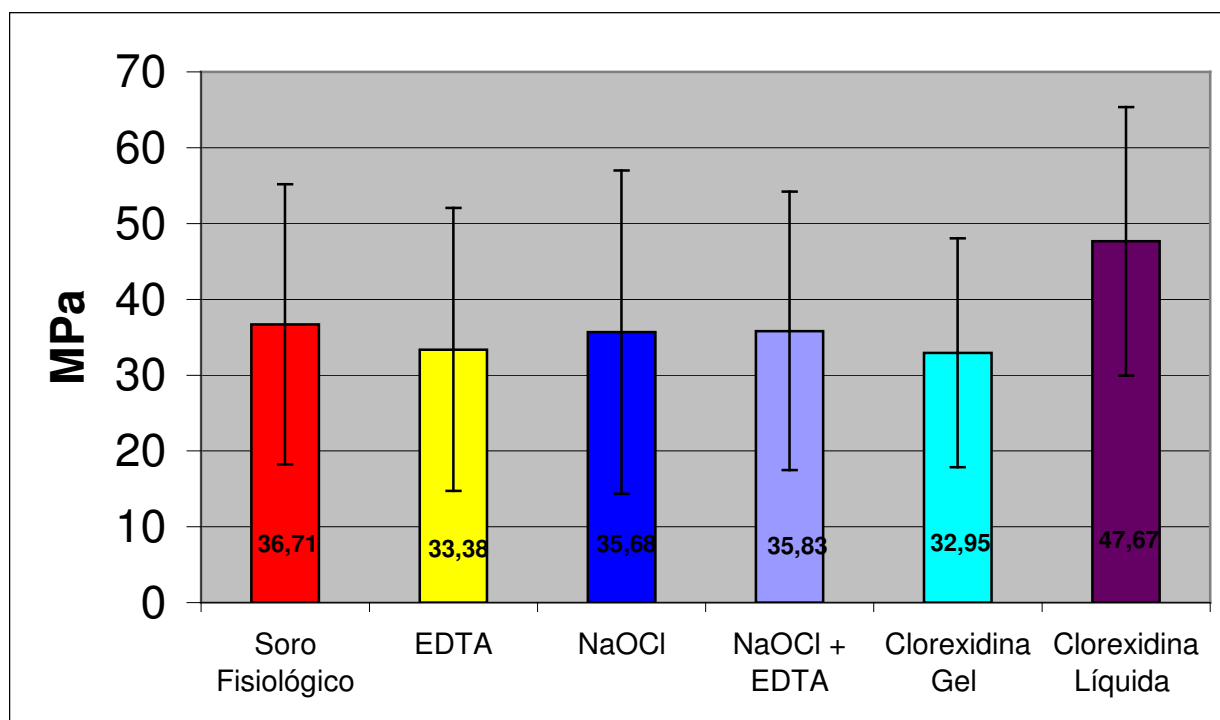


GRÁFICO 1 – Médias dos valores máximos da resistência coesiva da dentina.

A comparação das médias de resistência de coesiva da dentina dos seis grupos foi efetuada pelo teste F da análise de variância. Adotou-se um nível de 5% de significância. Na **TABELA. 4**, pode-se verificar que o valor-p é maior que 0,05, portanto, não há diferença estatisticamente significante entre os grupos quanto a resistência coesiva da dentina.

Tabela 4 – Teste F de análise de variância para comparação das médias de resistência coesiva da dentina entre os grupos.

Fontes de variação	Graus de liberdade	Quadrado Médio	F	valor-p
Grupos	5	459,82		
Resíduos	82	336,25	1,36	0,2442

5.2- Resultados da avaliação dos efeitos das substâncias químicas auxiliares na resistência de união da dentina da câmara pulpar à resina.

Os valores obtidos em Newton foram convertidos em MPa e organizados em planilhas (**ANEXO III**). As médias obtidas em MPa para cada grupo estão representadas no **GRÁFICO 2**.

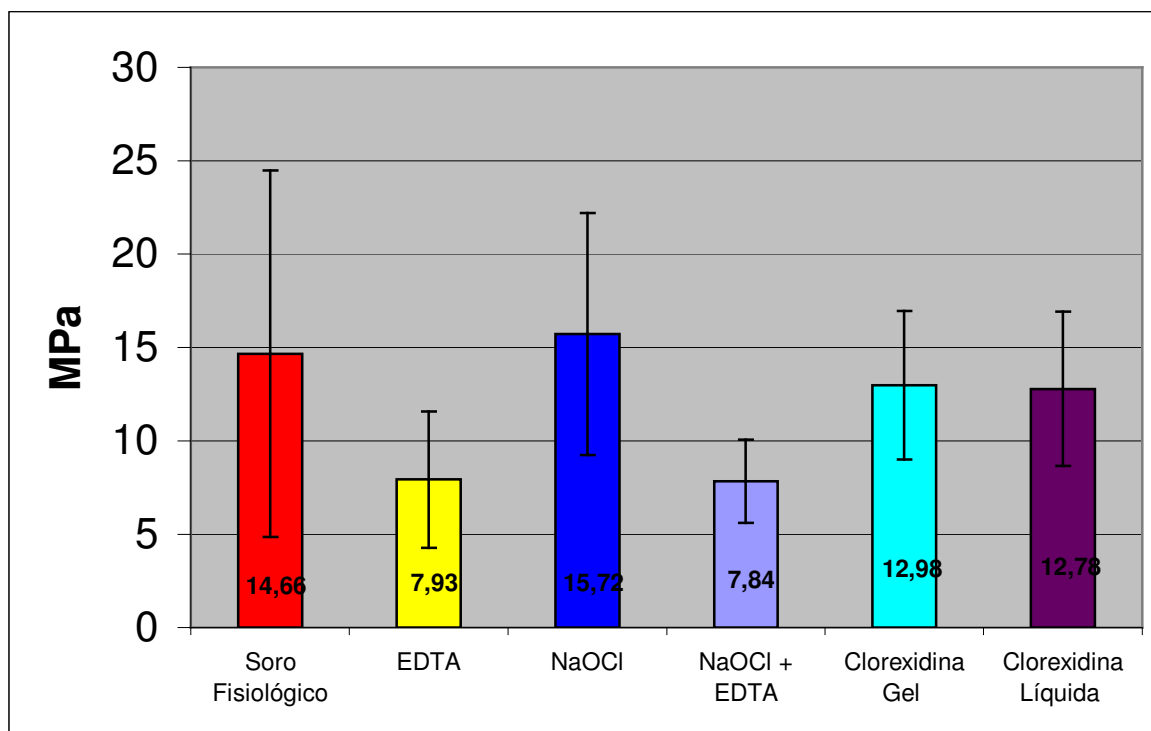


GRÁFICO 2 – Médias dos valores máximos da resistência de união da dentina da câmara pulpar a um sistema adesivo.

A comparação das médias de resistência de união dos seis grupos foi efetuada pelo teste F da análise de variância, adotando-se um nível de 5% de significância. Na **TABELA 5**, pode-se verificar que o valor-p é menor do que 0,05 e portanto, há evidência de que pelo menos um grupo seja estatisticamente diferente dos demais grupos quanto à média de resistência de união. Assim, o teste estatístico Bonferroni, demonstrou que os grupos G2 e G4 diferem estatisticamente dos demais ($p < 0,05$), porém não apresentaram diferença significativa entre si ($p > 0,05$). Da mesma forma, os grupos G1, G3, G5 e G6 não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). As médias das tensões de cada grupo estão representadas na **TABELA 6**, juntamente com os desvios padrão.

Tabela 5 – Teste F de análise de variância para comparação das médias da resistência de união dentina-resina entre os grupos.

Fontes de variação	Graus de liberdade	Quadrado Médio	F	valor-p
Grupos	5	123,55	3,83	0,0046
Resíduos	62	32,19		

TABELA 6- Médias e desvios padrão de resistência de união dos diferentes grupos de estudo.

GRUPOS	MÉDIAS DOS VALORES EM MPa
Soro fisiológico	14,66 ± 9,81 a
EDTA	7,93 ± 3,66 b
NaOCl 5,25%	15,72 ± 6,46 a
NaOCl 5,25% + EDTA 17%	7,84 ± 2,23 b
Clorexidina Gel 2%	12,98 ± 3,98 a
Clorexidina líquida 2 %	12,78 ± 4,13 a

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

5.3- Resultados da classificação dos espécimes quanto ao tipo de fratura

Foram realizadas fotomicrografias em Microscopia Eletrônica de Varredura, com aumentos de 75X, 500X e 1500X, de todas faces fraturadas, as quais foram classificadas de acordo com o tipo de fratura observada.

Os padrões de fratura podem ser observados nas fotomicrografias **(FIGURAS 10-15)**, nas quais podemos observar que em todos os grupos estudados ocorreram fraturas do tipo mista. Assim, todos os espécimes avaliados apresentaram dois ou mais tipos de fratura, predominando em todos os espécimes, áreas de fratura coesiva em camada híbrida, mas também presença de áreas de fratura coesiva da dentina e coesiva da resina composta.

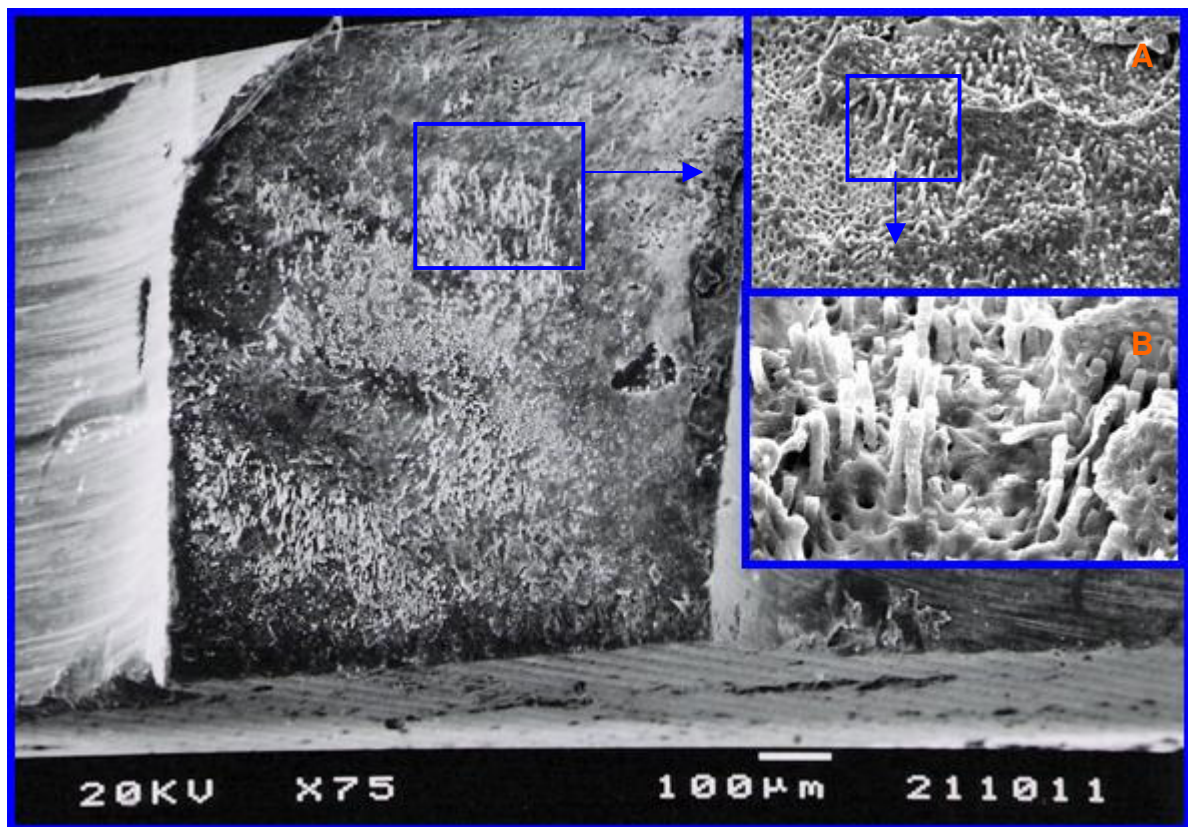


Figura 10- Grupo 1- Controle – A - Aumento de 500X. B - Aumento de 1500X. Presença de fratura coesiva da camada híbrida (CH) presença de *tag* fraturado; fratura coesiva da resina (CR) caracterizada pela presença de áreas mais uniforme e, fratura coesiva da dentina (CD) caracterizada pela presença de túbulos dentinários expostos.

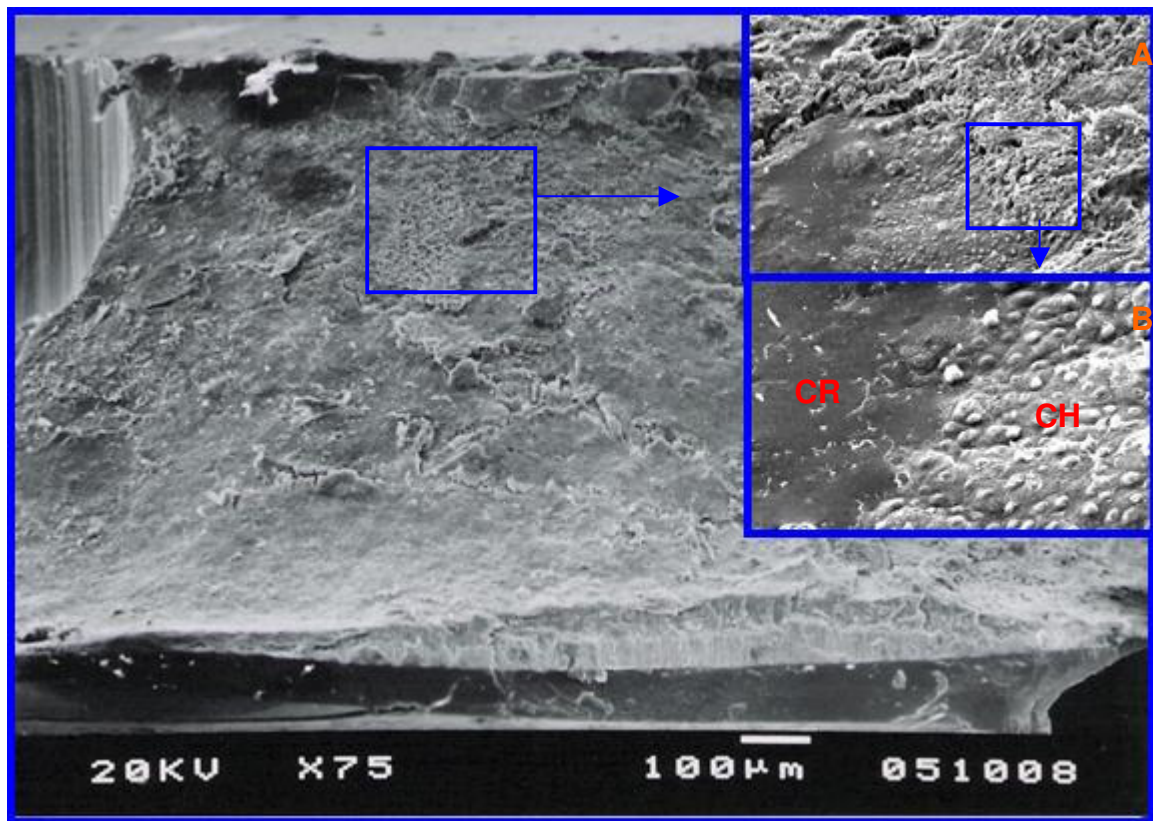


Figura 11- Grupo 2- EDTA 17% – A - Aumento de 500X. B - Aumento de 1500X. Presença de fratura coesiva da camada híbrida (CH) presença de *tag* fraturado; fratura coesiva da resina (CR) caracterizada pela presença de áreas mais uniforme.

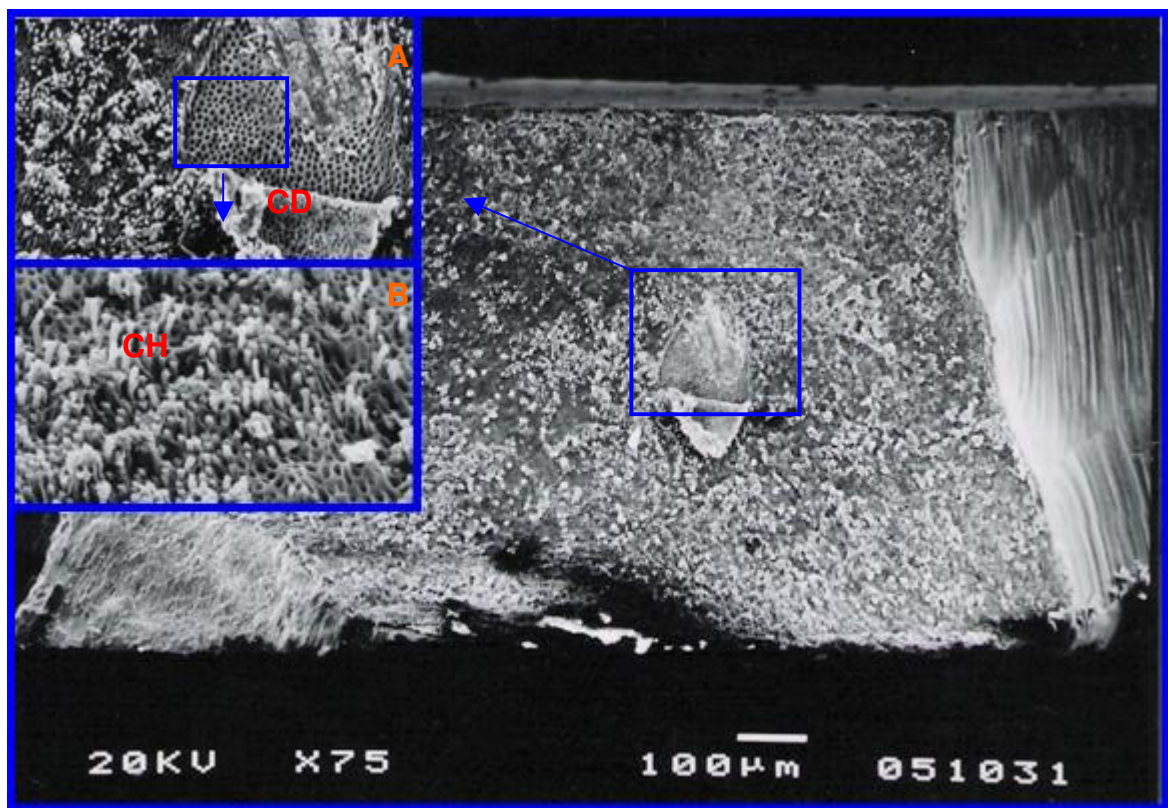


Figura 12- Grupo 3- NaOCl 5,25% – A - Aumento de 500X. B - Aumento de 1500X. Presença de fratura coesiva da camada híbrida (CH) presença de *tag* fraturado e fratura coesiva da dentina (CD) caracterizada pela presença de túbulos dentinários expostos.

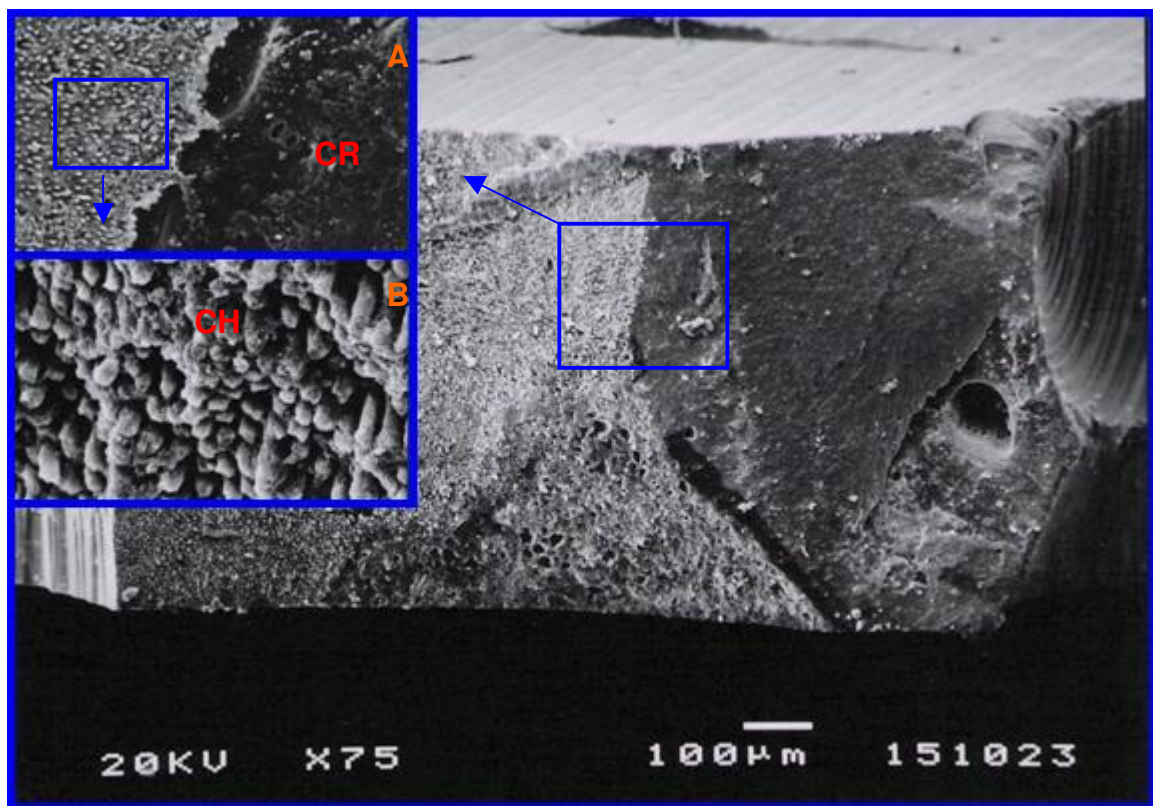


Figura 13- Grupo 4- NaOCL 5,25% + EDTA 17% – A - Aumento de 500X. B - Aumento de 1500X. Presença fratura coesiva da camada híbrida (CH) presença de *tag* fraturado; fratura coesiva da resina (CR) caracterizada pela presença de áreas mais uniforme.

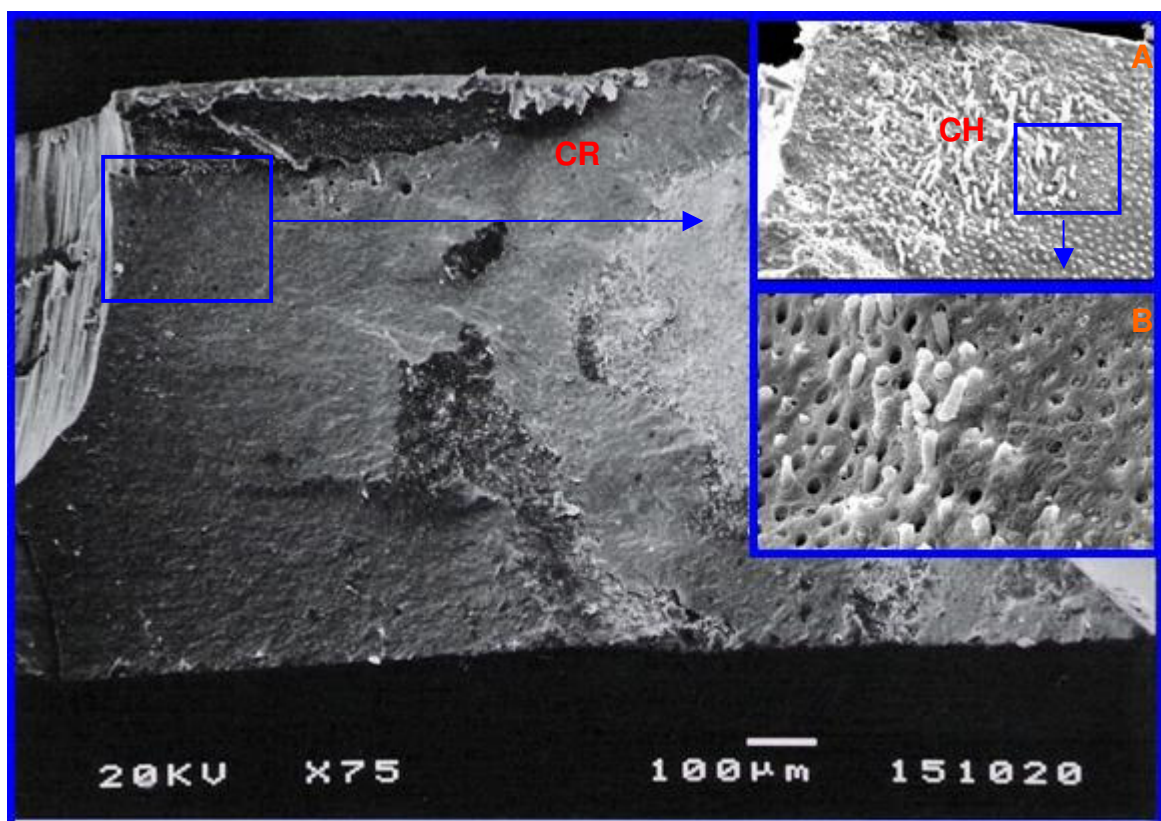


Figura 14- Grupo 5- Clorexidina gel 2% – A - Aumento de 500X. B - Aumento de 1500X. Presença de fratura coesiva da camada híbrida (CH) presença de *tag* fraturado; fratura coesiva da resina (CR) caracterizada pela presença de áreas mais uniforme.

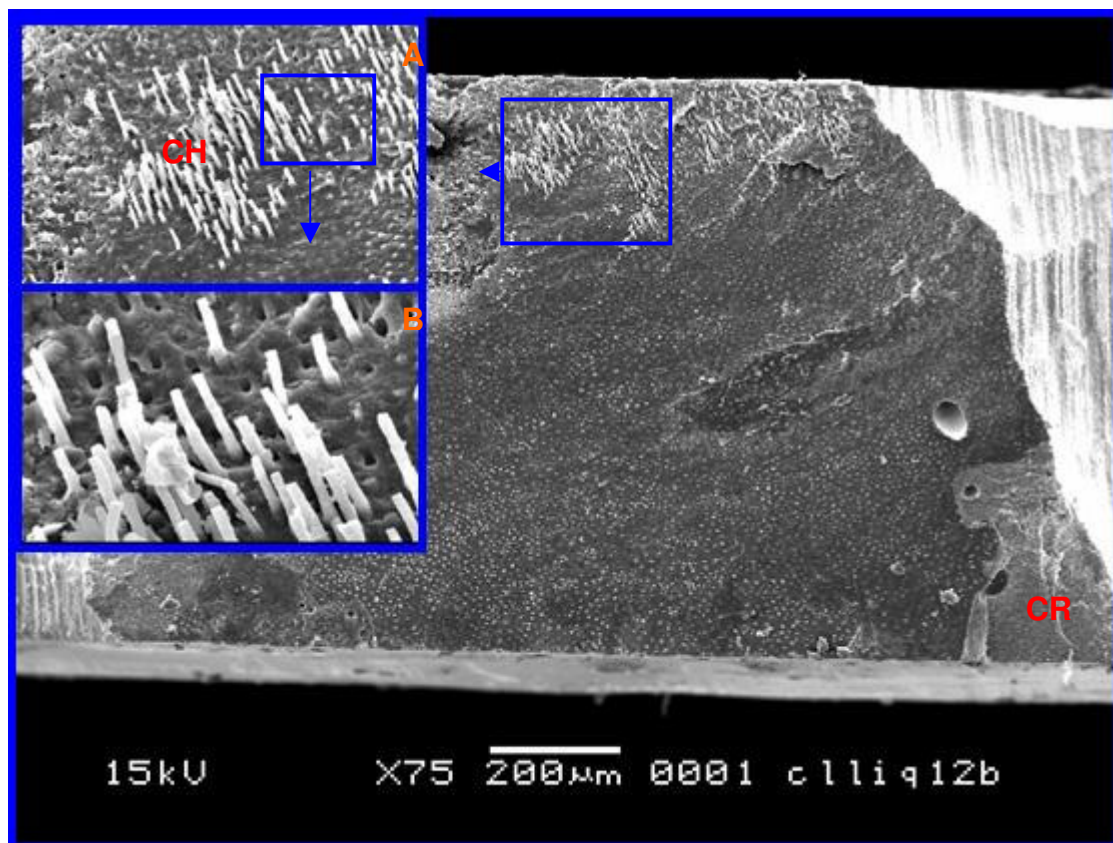


Figura 15- Grupo 6- Clorexidina líquida 2% – A - Aumento de 500X. B - Aumento de 1500X. Fratura coesiva da camada híbrida (CH) presença de *tag* fraturado; fratura coesiva da resina (CR) caracterizada pela presença de áreas mais uniforme.

5.4- Resultados da avaliação da nanoinfiltração da dentina da câmara pulpar após tratamento com diferentes substâncias químicas auxiliares.

Foram realizadas 120 fotomicrografias em Microscopia Eletrônica de Varredura nos aumentos de 35X e 300X. Nestas, observamos um padrão de infiltração semelhante em todos os grupos avaliados, que ocorreu através dos dois milímetros de dentina exposta ao redor da restauração que ficou em contato com o agente traçador. Desta forma, o nitrato de prata apenas seguiu o trajeto dos túbulos dentinários ficando limitado apenas a esta área. As imagens representativas dos grupos estudados seguem nas **FIGURAS 16-21**.

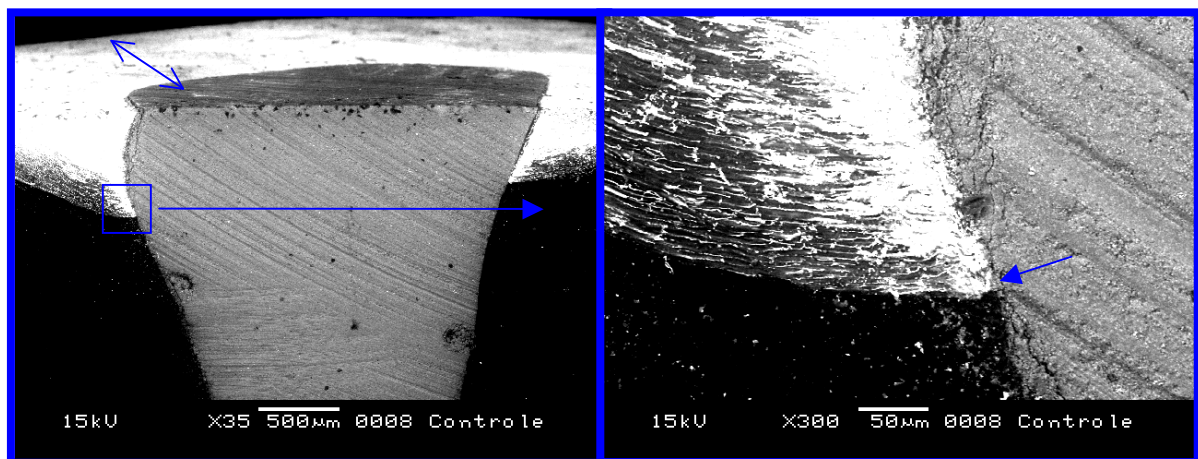


Figura 16 – Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 1 - Controle. A- Área de dentina exposta ao nitrato de prata. B- Trajeto dos túbulos dentinários evidenciados pela prata. C- Término do trajeto dos túbulos dentinários com acúmulo de prata. R- Resina

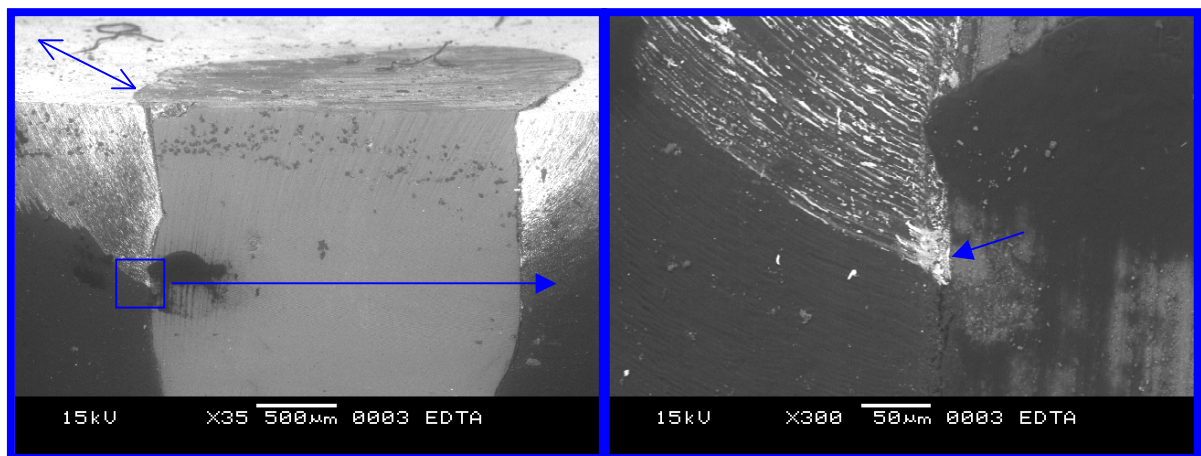


Figura 17- Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 2- EDTA 17%. A- Área de dentina exposta ao nitrato de prata. B- Trajeto dos túbulos dentinários evidenciados pela prata. C- Término do trajeto dos túbulos dentinários com acúmulo de prata. R- Resina.

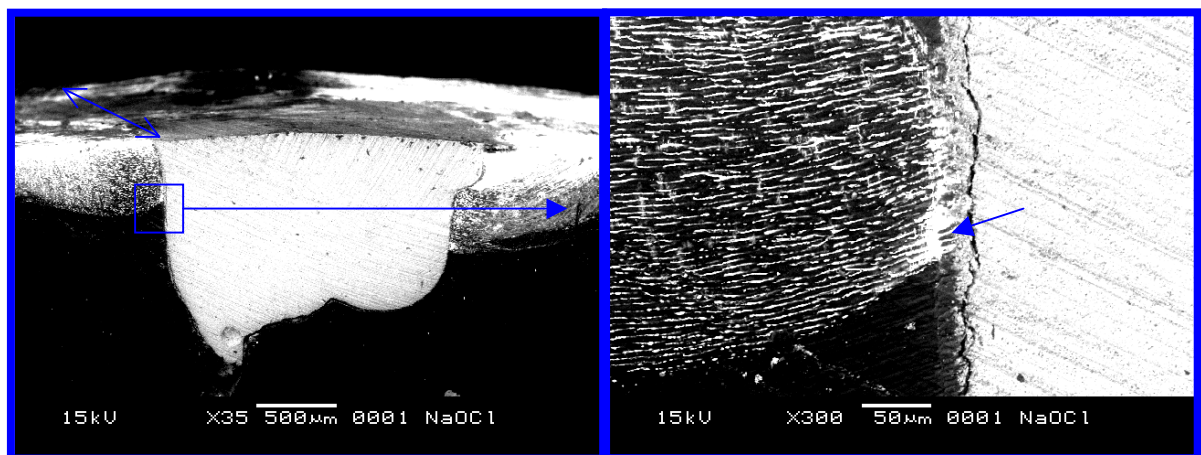


Figura 18- Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 3 – NaOCl 5,25%. A- Área de dentina exposta ao nitrato de prata. B- Trajeto dos túbulos dentinários evidenciados pela prata. C- Término do trajeto dos túbulos dentinários com acúmulo de prata. R- Resina.

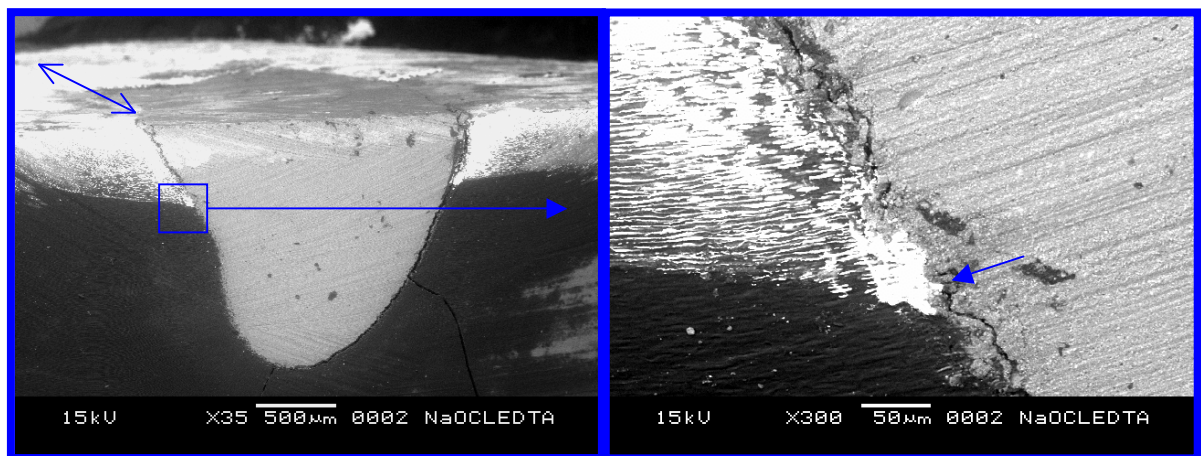


Figura 19- Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 4 – NaOCl 5,25% + EDTA 17%. A- Área de dentina exposta ao nitrato de prata. B- Trajeto dos túbulos dentinários evidenciados pela prata. C- Término do trajeto dos túbulos dentinários com acúmulo de prata. R- Resina.

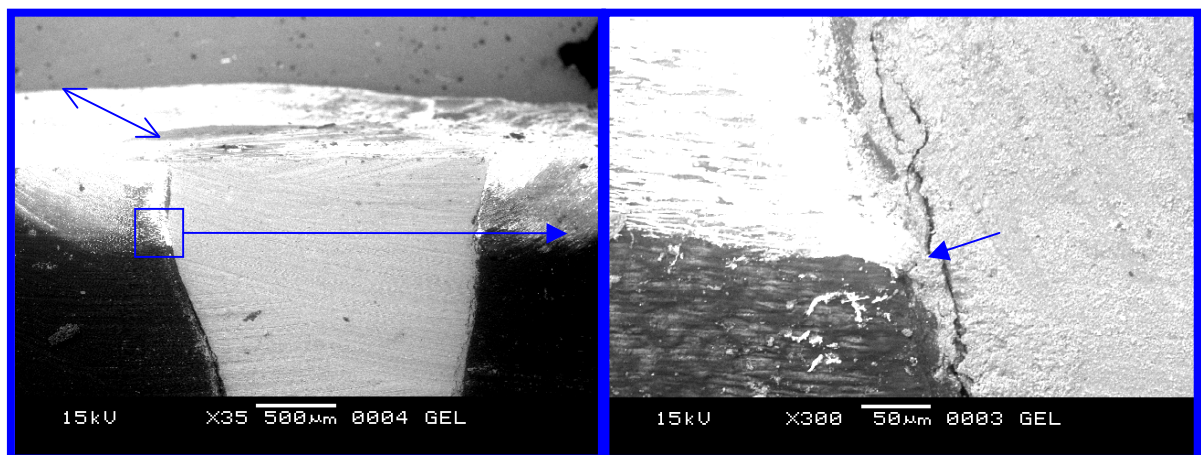


Figura 20- Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do grupo 5 – Clorexidina gel 2%. A- Área de dentina exposta ao nitrato de prata. B- Trajeto dos túbulos dentinários evidenciados pela prata. C- Término do trajeto dos túbulos dentinários com acúmulo de prata. R- Resina.

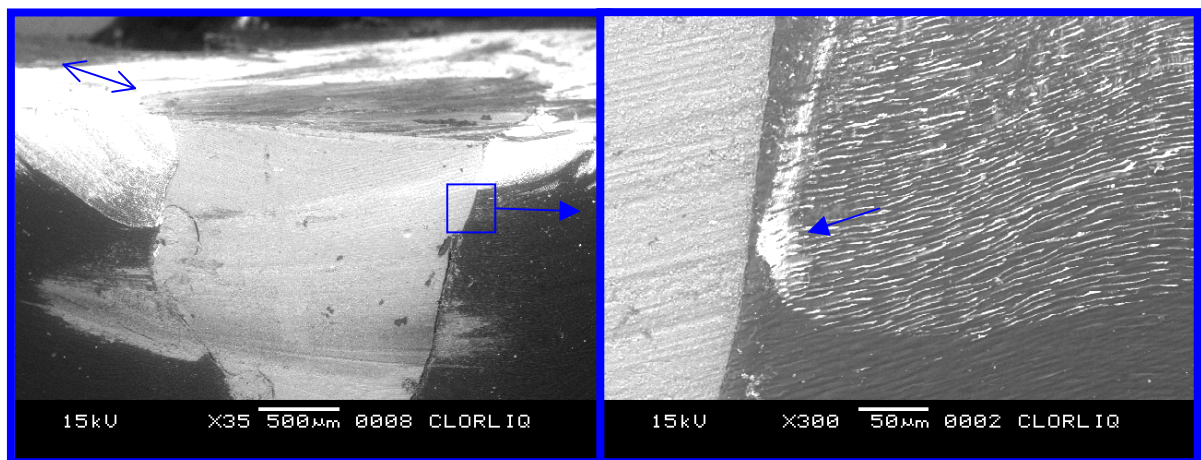


Figura 21- Fotomicrografias ilustrativas do padrão de infiltração do Grupo 6 – Clorexidina líquida 2%. A- Área de dentina exposta ao nitrato de prata. B- Trajeto dos túbulos dentinários evidenciados pela prata. C- Término do trajeto dos túbulos dentinários com acúmulo de prata. R- Resina.

6- DISCUSSÃO

A infiltração coronária dos dentes tratados endodonticamente é apontada como uma das principais causas de insucesso da terapia endodôntica (SWANSON & MADISON, 1987; MADISON & SWANSON, 1987; MADISON & WICOX, 1988; TORABINEJAD *et al.*, 1990; MAGURA *et al.* 1991; LIN *et al.*, 1992; SAUNDERS & SAUNDERS, 1994), razão pela qual recomenda-se o selamento do acesso coronário o mais rapidamente possível e muitas vezes imediatamente após a conclusão da obturação dos canais radiculares. A restauração de dentes tratados endodonticamente com materiais resinosos e sistemas adesivos oferece muitas vantagens sobre o uso dos materiais tradicionais, não-adesivos, tais como maior retenção e melhor selamento coronário (KIJSAMANMITH *et al.*, 2002). Entretanto, as substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico podem alterar a estrutura dentinária, podendo assim, afetar diretamente na resistência de união entre o sistema adesivo e a estrutura dental (CAO *et al.*, 1995; GÜRGAN *et al.*, 1999; NIKAIDO *et al.*, 1999). Em decorrência disso, o presente estudo se propôs a avaliar a influência de algumas substâncias químicas auxiliares na resistência coesiva da dentina, resistência de união da dentina da câmara pulpar à resina e nanoinfiltração coronária.

Neste estudo, foram realizados testes de microtração proposto por SANO *et al.*, 1994, o qual permite avaliar a resistência à fratura em áreas restritas; permite o cálculo de valores em um único dente; permite testes de união em superfícies irregulares; possibilita a avaliação da resistência à fratura em pequenas áreas; facilita avaliação ao microscópio eletrônico de varredura. Assim, esta metodologia foi empregada, pois os testes foram realizados utilizando-se apenas a área dentinária do assoalho da câmara pulpar. É de extrema importância salientar também, que as características da dentina do assoalho da câmara pulpar diferem de outras regiões dos dentes. Esta dentina localiza-se na porção mais profunda da coroa dental apresentando menor dureza, maior densidade e diâmetro dos túbulos dentinários e menor grau de

calcificação; características estas, que conferem a esta dentina profunda uma menor resistência adesiva em relação à dentina da porção superficial da coroa (PEREIRA *et al.*, 1999; YOSHIKAWA *et al.*, 1999). As razões para esta diminuição na resistência de união são: a menor quantidade de dentina intertubular disponível para hibridização e a maior umidade presente em camadas profundas de dentina proveniente do fluxo de fluido pulpar (YOSHIKAWA *et al.*, 1999). Assim nossos resultados comprovaram uma menor resistência de união no assoalho da câmara pulpar com valores que variaram entre 7,84 MPa e 15,72 MPa, enquanto que, a literatura (SHONO *et al.*, 1999) demonstra que em dentina superficial pode-se obter valores de resistência de união de até 56 MPa, dependendo do sistema adesivo que foi utilizado. Com relação aos valores obtidos na resistência coesiva da dentina do assoalho da câmara pulpar, nossos resultados vão ao encontro aos achados de GIANNINI *et al.* (2004), o qual obteve valores médios, em dentina profunda, de 33,9 MPa.

O formato em caixa da câmara pulpar é uma outra preocupação que pode afetar adversamente a resistência de união. Quando a resina é aplicada nas paredes e assoalho de uma cavidade desenvolve-se uma tensão devido à contração do compósito durante a polimerização (DAVIDSON *et al.*, 1984). A tensão gerada durante a polimerização pode, sob certas circunstâncias, ser suficientemente alta para separar o adesivo da parede dentinária. A magnitude deste fenômeno depende da configuração do preparo cavitário e recebe o nome de fator de configuração de cavidade, Fator C. O fator de configuração de cavidade é a razão entre a área da superfície de adesão e a área da superfície livre, não restaurada (FEILZER *et al.*, 1987). A adesão à câmara pulpar está sujeita a falhas por se tratar de uma cavidade com configuração de caixa, na qual há cinco paredes submetidas à adesão e apenas uma parede livre para onde a resina possa escoar e liberar a tensão gerada durante o processo de polimerização (DAVIDSON *et al.*, 1984; CARVALHO *et al.*, 1996). Com o intuito de minimizar os efeitos da contração de polimerização, neste estudo a inserção do compósito para o selamento da câmara pulpar foi feita em

pequenos incrementos. Desta forma, durante a polimerização de cada pequeno incremento de resina, a tensão gerada é menor e a contração do material pode ser compensada nas camadas subseqüentes (YOSHIKAMA *et al.*, 1999; REIS *et al.*, 2003).

Uma vez minimizado os efeitos da contração de polimerização, o presente estudo demonstrou no teste de resistência coesiva da dentina que não houve diferença estatisticamente significativa ($p>0,05$) entre os grupos testados, comprovando os achados de PIVA *et al.*, 1999, ou seja, a confirmação de que substâncias químicas interagem apenas superficialmente na estrutura dentinária ou penetram levemente na dentina subjacente. Fato este contornado com o condicionamento ácido, o qual promove a remoção destes agentes desinfetantes anulando seus efeitos deletérios sobre a adesão.

Os testes de microtração na interface de união dentina-resina demonstraram que o condicionamento ácido realmente remove os efeitos deletérios das substâncias químicas sobre a dentina, uma vez que, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos que utilizaram o hipoclorito de sódio e gluconato de clorexidina gel ou líquido, quando comparados ao grupo controle, soro fisiológico. Da mesma forma, outros estudos (PERDIGÃO *et al.*, 1994; SILVA & FRANCISCONI, 1998; RABELLO & COELHO, 1998) verificaram que agentes desinfetantes não promoveram alterações na resistência ao cisalhamento da resina à dentina. Também BOCANGEL *et al.*, em 2000, através de ensaios de tração demonstraram que a utilização da clorexidina a 2% não afetou adversamente a adesão à dentina.

Em contrapartida, estes resultados confrontam trabalhos que demonstram que o hipoclorito de sódio prejudica a adesão à dentina coronária (NIKAIDO *et al.*, 1999), à dentina das paredes do canal radicular (ISHIZUKA *et al.*, 2001; MORRIS *et al.*, 2001; ARI *et al.*, 2003; ERDEMIR *et al.*, 2004; SANTOS, 2004) e à dentina das paredes laterais da câmara pulpar (OZTURK & ÖZER, 2004). Outros autores (CAO *et al.*, 1995; MEIERS & SHOOK, 1996;

GÜRGAN *et al.*, 1999) também afirmam que a aplicação do gluconato de clorexidina a 2% influenciou negativamente na resistência ao cisalhamento do adesivo à dentina.

Neste trabalho apenas os grupos que utilizaram o EDTA 17% apresentaram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) dos demais grupos, verificando-se uma diminuição na resistência de união. O EDTA tem capacidade de descalcificar 20 a 30 μm de dentina, em 5 minutos, devido seu efeito quelante (FEHR & NYGAARD-OSTBY, 1963; FRASER, 1974). Estudos de PERDIGÃO, 1995, comparando a profundidade de desmineralização de algumas marcas de condicionadores ácidos disponíveis no mercado, demonstraram uma profundidade de desmineralização que variou entre 0,5 a 5,8 μm , com tempo de aplicação durante 15 segundos. Ressalta também o autor, que os ácidos em géis coloridos devem ser os indicados para o condicionamento, devido a facilidade de observação do efetivo contato do produto com a estrutura dental, confinando também seus efeitos à área desejada. Neste estudo, foi utilizado o ácido fosfórico 37% gel (3M, St. Paul, EUA).

Desta forma, a utilização do EDTA durante o tratamento endodôntico associado ao condicionamento ácido para realização da restauração deve ter promovido uma descalcificação da dentina do assoalho da câmara pulpar muito profunda, interferindo na resistência de união. Isto se deve ao fato de que a desmineralização da dentina é mais profunda que a difusão e impregnação do monômero, assim, as fibrilas colágenas já sem a porção de hidroxiapatita são deixadas expostas, ou seja, não impregnadas por resina e não-hibridizadas. Esta zona de colágeno exposto pode ser instável e sujeita à hidrólise, comprometendo a adesão (NAKABAYASHI & SAMI, 1996). NAKABAYASHI *et al.*, 1982, consideraram que uma desmineralização de 1 a 2 μm na dentina é suficiente para uma adequada resistência adesiva, pois permite que o monômero difunde-se entre as fibrilas colágenas exposta encapsulando-as. Posteriormente, a resina adesiva sem carga penetra por sua vez na dentina

preparada e copolimeriza-se com o primer formando uma região de interdifusão entre o colágeno e a resina. Essa camada, resistente a descalcificação, é denominada camada híbrida. Porém, autores (NAKAGIMA *et al.*, 1995) sugeriram que a resistência de união não tem relação direta com a camada híbrida, mas sim com a qualidade da hibridização (BURROW *et al.*, 1994), fato este que pode ser alterado com a falta de controle durante o processo de condicionamento ácido.

A diminuição da resistência de união ao se utilizar o EDTA confirma os achados de SANTOS, 2005, em que obteve menores resultados na resistência de união utilizando testes de cisalhamento em dentes restaurados com adesivo auto-condicionante. No entanto, o autor relata uma diminuição na resistência de união quando utilizou NaOCl 5,25%, fato este não demonstrado em nossos resultados, visto que, foi o grupo que apresentou uma maior média em MPa da resistência de união, porém sem diferença estatística dos grupos que utilizaram clorexidina gel ou líquida. O autor discute a possibilidade do adesivo auto condicionante não ter removido a camada de dentina alterada pelo NaOCl 5,25%, promovendo queda na resistência de união. Fato este não ocorrido em nosso estudo por utilizarmos o ataque ácido após a ação das substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico.

Com relação ao tipo fratura obtida no teste de microtração, a literatura demonstra uma baixa incidência de fraturas coesivas (CARVALHO *et al.*, 1994; SANO *et al.*, 1994; ARMSTRONG *et al.*, 1998). O presente estudo demonstrou uma grande incidência de fraturas mistas, com o predomínio em todos os espécimes de fratura coesiva em camada híbrida, com menores áreas de fratura coesiva em dentina e resina. Isto pode ter ocorrido devido a convexidade do assoalho da câmara pulpar que pôde ter interferido numa distribuição homogênea da força aplicada no momento da execução do teste.

Outra consideração importante, observada na metodologia empregada, foi a confirmação das dificuldades técnicas para obtenção dos espécimes na forma de ampolheta, pois estudos (PASHLEY *et al.*, 1999; SANTOS *et al.*,

2004) já relataram a ocorrência de falhas geradas em decorrência da vibração gerada pelos movimentos excêntricos da broca e da tensão aplicada pelas mãos do operador durante o preparo do espécime. No entanto, somente foi possível usar a técnica da confecção de ampulheta por se tratar de uma área muito restrita para execução do teste de microtração.

Já com relação ao teste de nanoinfiltração, foi aplicado à metodologia a termociclagem dos espécimes, pois esta é utilizada com o intuito de simular as variações térmicas presentes na cavidade oral. Assim, ao se comparar espécimes não ciclados com outros submetidos a esse tratamento, observa-se um aumento no número de fendas e, desta forma as mudanças térmicas são mais eficientes em relatar a microinfiltração (CRIM *et al.*, 1985). Isto ocorre devido a resina composta apresentar um alto coeficiente de expansão térmica quando comparada a estrutura dental; razão do material sofrer deformações durante as variações térmicas, mesmo considerando o fato da resina sofrer uma expansão higroscópica, devido sorção de água que poderia teoricamente fechar a fenda (ASSMUSSEN & MUNKSGUARD, 1988). PERDIGÃO *et al.*, 1996, também advogam que a obtenção de restaurações *gap-free in vivo* é muito difícil. CARVALHO *et al.*, 1996, também apresenta a mesma preocupação observando que a confecção de uma restauração adesiva leva a competição entre a contração de polimerização e a resistência de união à estrutura dental.

No presente estudo, as fotomicrografias obtidas em MEV, utilizando a função retroespalhado, não demonstram a presença de fendas marginais, comprovando os achados de outros autores (SANO *et al.*, 1994; SANO *et al.*, 1995 e INAI *et al.*, 1995). Porém, nossos resultados confrontam os achados destes autores com relação à nanoinfiltração, pois a infiltração do nitrato de prata apenas ocorreu ao longo dos túbulos dentinários que ficaram expostos ao agente traçador, ficando este limitado apenas ao término do trajeto dos túbulos não se dispersando para outras áreas. Desta forma, podemos afirmar que as substâncias irrigadoras testadas não influenciaram na nanoinfiltração e que não

há correlação entre esta e o teste de resistência adesiva (HASHIMOTO *et al.*, 2004).

Tendo o presente estudo utilizado apenas um tipo de sistema adesivo, seria importante uma avaliação das substâncias químicas auxiliares ao tratamento endodôntico, como a clorexidina gel 2%, frente a diferentes sistemas adesivos para que se confirme a hipótese de que são inócuas aos processos de adesão.

7- CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos e frente a metodologia empregada, é possível concluir que:

- 1.** A resistência coesiva da dentina do assoalho da câmara pulpar não foi alterada pela irrigação com hipoclorito de sódio 5,25%, EDTA 17%, clorexidina gel 2% e clorexidina líquida 2%.
- 2.** A resistência de união à dentina do assoalho da câmara pulpar foi diminuída pela irrigação endodôntica com EDTA 17% e hipoclorito de sódio 5,25% associado ao EDTA 17%.
- 3.** As substâncias irrigadoras testadas não promoveram aumento da nanoinfiltração coronária.
- 4.** Não houve correlação entre a nanoinfiltração e o teste de resistência de união.

8. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. ANDO N, HOSHINO E. Predominant obligate anaerobes invading the deep layers of root canal dentine. **Int. Endodon. J.** 1990; 23(1): 20-7.
2. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Dental Materials, Instruments and Equipment. Dentin Bonding systems: na up-date. **J. Am. Den. Assoc.** 1987; 114: 91-5.
3. ALEXIEVA C. Character of hard tooth tissue-polymer bond. II. Study of the interaction of human tooth enamel and dentin with N-phenylglycine-glycidyl methacrylate adduct. **J. Dent. Res.** 1979; 58(9):1884-6.
4. ARI H, YASAR E, BELLI S. Effects of NaOCl on bond strengths of resin cements to root canal dentin. **J. Endod.** 2003; 29(4): 248-51.
5. ARMSTRONG SR, BOYER DB, KELLER JC. Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. **Dent. Mater.**, 1998; 14(1): 44-50.
6. ASSMUSSEN E, MUNKSGAARD EC. Bonding of restorative material to dentine: status of dentine adhesives and impact on cavity design and filling techniques. **Int. Dent. J.** 1988; 38: 97-104.
7. BARNES DM, THOMPSON VP, BLANK LW, MCDONALD NJ. Microleakage of class 5 composite resin restorations: a comparison between in vivo and in vitro. **Oper. Dent.** 1993; 18(6): 237-45.
8. BAUMGARTNER JC, IBAY AC. The chemical reactions of irrigants used for root canal debridement. **J. Endodon.** 1987; 13(2): 47-51.

9. BAUMGARTNER JC, MADER CL. A scanning microscopic evaluation of four root canal irrigation regimens. **J. Endodon.** 1987; 13(4): 147-57.
10. BECKING AG. Complications in the use sodium hypochlorite during endodontic treatment. **Oral Surg.** 1991; 71(3): 346-8.
11. BEDRAN DE CASTRO AKB, HARA AT, PIMENTA LAF. Influence of collagen removal on shear bond strength of one-bottle adhesive systems in dentin. **J. Adhes. Dent.** 2000; 2: 271-277.
12. BELLI S, ZHANG Y, PEREIRA PNR, OZER F, PASHLEY DH. Regional bond strengths of adhesive resins to pulp chamber dentin. **J. Endodon.** 2001b; 27(3): 527-532.
13. BELLI S, ZHANG Y, PEREIRA PNR, PASHLEY DH. Adhesive sealing of pulp chamber. **J. Endodon.** 2001a; 27(8): 521-526.
14. BERKOVITZ BK, HOLLAND GR, MOXHAM BJ. A Color Atlas and Textbook of Oral Anatomy, Histology and Embryology, 2nd edn. London, UK: Wolfe Publishing, 1992; 130-145.
15. BERG MS, JACOBSEN EL, BEGOLE EA, RAMEIKIS N. A. A comparison of five irrigating solutions: scanning electron microscopic study. **J. Endodon.** 1986; 12(5): 192- 96.
16. BERGENHOLTZ G, CRAWFORD JJ. Endodontic Microbiology. In: **WALTON, RE & TORABINEJAD, M ed. Principles and practice of Endodontics**, 1st ed. Philadelphia, P. A. USA: W. B. Saunders Co., 267-82, 1989.
17. BLOOMFIELD SF, MILES GA. The antibacterial properties of sodium dichloroisocyanurate and sodium hypochlorite formulations. **J. Appl. Bacteriol.** 1979; 46(1): 65-73.

18. BOCANGEL JS *et al.* Influence of disinfectant solutions on the tensile bond strength of a fourth generation dentin bonding agent. **Pesq. Odontol. Bras.** 2000; 14: 107-11.
19. BONDESTAM O, GAHNBERG L, SUND ML, LINDER L. effect of chlorhexidine gel treatment on the prevalence of mutans streptococci and lactobacilli in patients with impaired salivary secretion rate. **Spec. Care Dentist.** 1996; 16(3): 123-7.
20. BOWEN RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues II. Bonding to dentin promoted by surface active comonomer. **J. Dent. Res.** 1965; 44(5): 895-902.
21. BOYDE A, WOOD C. Preparation of animal tissues for surface scanning electron microscopy. **J. Microsc.** 1969; 90(3): 221-249.
22. BUONOCORE MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.** 1955; 34(6): 849-53.
23. BURROW MF. The influence of age and depth of dentin on bonding. **Dent. Mater.** 1994; 10(4): 241-6.
24. BUTLER TK, CRAWFORD JJ. The detoxifying effect of varying concentrations of sodium hypochloride on endotoxins. **J. Endodon.** 1982; 8: 59-66.
25. BYSTRÖM A, SUNDQVIST G. Bacteriologic evaluation of the efficacy of mechanical root canal instrumentation in endodontic therapy. **Scand. J. Dent. Res.** 1981; 89(4): 321-8.

26. BYSTRÖM A, SUNDQVIST G. Bacteriologic evaluation of the effect of 0.5 percent sodium hypochlorite in Endodontic therapy. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 1983; 55(3): 307-12.
27. BYSTRÖM A, SUNDQVIST G. The antibacterial action of sodium hypochlorite and EDTA in 60 cases of endodontic therapy. **Int. Endodon. J.** 1985; 18(1): 35-40.
28. CAO DS *et al.* Effect of tooth disinfecting procedures on dentin shear bond strength. **J. Dent. Res.** 1995; 74: 73.
29. CARDOSO EC, BRAGA RR, CARRILHO MRO. Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of tree adhesive systems. **Dent. Mat.**, 1998; 14: 394-8.
30. CARVALHO RM. Determinação da resistência adesiva à dentina através de um dispositivo de microtração. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, 1994; 2: 77-82.
31. CARVALHO RM, PEREIRA JC, YOSHIYAMA M, PASHLEY DH. A review of polymerization contraction: The influence of stress development versus stress relief. **Oper. Dent.** 1996; 21(1): 17-24.
32. CAUSTON BE. improved bonding of composite restorative to dentine. **Br. Dent. J.** 1984; 156: 93-5.
33. CENGİZ T, AKTENER BO, PISKIN B. The effect of dentinal tubule orientation on removal of smear layer by root canal irrigant. A scanning electron microscopic study. **Int. Endodon. J.** 1990; 23(3): 63-71.

34. CERVONE F, TRONSTAD L, HAMMOND B. Antimicrobial effect of chlorhexidine in a controlled release delivery system. **Endod. Dent. Traumatol.** 1990; 6: 33-6.
35. CLARK DC, MORGAN J, MACENTEE MI. Effects of 1% chlorhexidine gel on the cariogenic bacteria in high-risk elders: a pilot study. **Spec. Care Dentist.** 1991; 11(3): 101-3.
36. CRIM GA, SWARTZ ML, PHILLIPS RW. Comparison of four thermocycling techniques. **J. Prosthet. Dent.** 1985; 53(1): 50-3.
37. CVK M. Treatment of non-vital permanent incisors with calcium hydroxide. I. Follow-up of periapical repair and apical closure of immature roots. **Odontol. Revy.** 1972; 23(1): 27-44.
38. DAMETTO FR, FERRAZ CC, DE ALMEIDA GOMES BP, ZAIA AA, TEIXEIRA FB, DE SOUZA-FILHO FJ. In vitro assessment of the immediate and prolonged antimicrobial action of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant against *Enterococcus faecalis*. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.**, 2005; 99(6):768-72.
39. DAVIDSON CL, GEE AJ, FEILTZER A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. **J. Dent. Res.** 1984; 63(12): 1396-9.
40. DELANY GM, PATTERSON SS, MILLER CH, NEWTON CW. The effect of chlorhexidine gluconate irrigation on the canal flora of freshly extracted necrotic teeth. **Oral Surg.** 1982; 53(5): 518-22.
41. EICK JD, ROBINSON SJ, COBB CM, CHAPPELL RP, SPENCER P. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part II. **Quintessence Int.** 1992; 23(1): 43-51.

42. ELIADES GC, VOUGIOUKLAKIS GJ. ³¹P-NMR study of P-based dental adhesives and electron probe microanalysis of simulated interfaces with dentin. **Dent. Mater.** 1989; 5(2): 101- 08.
43. ELIADES GC, CAPUTO AA, VOUGIOUKLAKIS GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. **Dent. Mater.** 1985; 1(5): 170-76.
44. EPSTEIN JB, McBRIDE BC, STEVENSON-MOORE P, MERILEES H, SPINELLI J. The efficacy of chlorhexidine gel in reduction of *Streptococcus mutans* and *Lactobacillus* species in patients treated with radiation therapy. **Oral Surg.** 1991; 71(2): 172-8.
45. ERDEMIR A, ARI H, GÜNGÜNES H, BELLİ S. Effect of medications for root canal treatment on bonding to root canal dentin. **J. Endod.** 2004; 30(2): 113-16.
46. FARMER JB. Characterizing cohesive retention after *in vivo* bonding with Clearfil Liner Bond 2. **J. Dent. Res.** 1995; 74: 34.
47. FEHR FR, NYGAARD-OSTBY B. Effect of EDTAC and sulphuric acid on root canal dentine. **Oral Surg.** 1963; 16: 199-205.
48. FEILZER AJ, DE GEE AJ, DAVIDSON CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. **J. Dent. Res.** 1987; 66(11): 1636-39.
49. FERRARI M. *In vivo* and *in vitro* microscopic evaluations of three dentin-enamel bonding systems. **J. Dent. Res.** 1996; 75: 396.

50. FERRARI M, DAVIDSON CL. *In vivo* resin-dentin interdiffusion and tag formation with lateral branches of two adhesive systems. **J. Prosthet. Dent.** 1996; 76(3): 250-3.
51. FERRARI M, GORACCI G, GARCIA-GODOY F. New generation of bonding sytem tested. **Dent. Abstr.** 1998; 43: 143.
52. FERRAZ CCR. Avaliação *in vitro* do gel de clorexidina usado como irrigante endodôntico. **Tese Doutorado** – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba, F413a, 1999.
53. FERRAZ CCR, GOMES BPFA, ZAIA AA, TEIXEIRA FB, SOUZA-FILHO FJ. In vitro assessment of the antimicrobial action and the mechanical ability of chlorhexidine gel as an endodontic irrigant. **J. Endodon.** 2001; 27(7): 452-55.
54. FILLER SJ. Shear bond strengths of composite to chlorhexidine treated enamel. **Am. J. Dent.** 1994; 7(2): 85-8.
55. FINGER WJ, FRITZ U. Laboratory evaluation of one-component enamel/dentin bonding agents. **Am. J. Dent.** 1996; 9(5): 206-10.
56. FRASER JG. Chelanting agents: Their softening effect on root canal dentine. **Oral Surg.** 1974; 37(5): 803-11.
57. FREEDMAN G, GOLDSTEP P. Fifth-generation bonding systems and clinical technique. **Dent. Abstr.** 1997; 42: 279-80.
58. FUSAYAMA T. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J. Dent. Res.** 1979; 58(4): 1364-70.

59. GARBEROGLIO R, BRÄNNSTRÖM M. Scanning electron microscopic investigation of dentinal tubules. **Archs. Oral. Biol.** 1976; 21(6): 355-62.
60. GIANNINI M, SOARES CJ, CARVALHO RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent. Mater.** 2004; 20(4): 322-29.
61. GONÇALVES SEP, ARAÚJO MAM, PADILHA RQ. Adesivos multiuso: avaliação da resistência adesiva a dentina frente a teste de cisalhamento. **Ver. Odontol. UNESP**, v.25, n.esp., 1996.
62. GOMES BPFA, LILLEY JD, DRUCKER DB. Variations in the susceptibilities of components of the Endodontic microflora to biomechanical procedures. **Int. Endod. J.** 1996c; 29(4): 235-41.
63. GORDON TM, DAMATO D, CHRISTNER P. Solvent effect of various dilutions of sodium hypochlorite on vital and necrotic tissue. **J. Endodon.** 1981; 7(10): 466-9.
64. GREENSTEIN G, BERMAN C, JAFFIN, R. Chlorhexidine. An adjunct to periodontal therapy. **J. Periodontol.** 1986; 57(6): 370-6.
65. GROSSMAN LI, MEIMAN BW. Solution of pulp tissue by chemical agents. **J. Am. Dent. Assoc.** 1941; 28: 223-5.
66. GÜRGAN S, BOLLAY S, KIREMITÇİ A. Effect of disinfectant application methods on the bond strength of composite to dentin. **J. Oral. Rehabil.** 1999; 26(6): 836-840.
67. GUSNARD D, KIRSCHNER RH. Cell and organelle shrinkage during preparation for scanning electron microscopy: effects of fixation, dehydration and critical point drying. **J. Microsc.** 1977; 110(1): 51-57.

68. GWINNETT AJ, KANCA J. Micromorphology of the bonded dentin interface and its relationship to bond strength. **Am. J. Dent.** 1992; 5: 73-7.
69. GWINNETT AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. **Am. J. Dent.** 1993; 6(1): 7-9.
70. HAND RE, SMITH ML, HARRISON JW. Analysis of the effect of dilution on the necrotic tissue dissolution property of sodium hypochlorite. **J. Endodon.** 1978; 4(2): 60-4.
71. HASHIMOTO M, DE MUNCK J, ITO S, SANO H, KAGA M, OGUCHI H, VAN MEERBEEK B, PASHLEY DH. In vitro effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. **J. Biomater.** 2004; 25(25): 5565-74.
72. HAYET MA. Positive staining for electron microscopy. New York: **Nostrand Reinhold.** 1975; 37.
73. HELING M, SOMMER D, STEINBERG M, FRIEDMAN M, SELA MN. Microbiological evaluation of the efficacy of chlorhexidine in a sustained-release device for dentine sterilization. **Int. Endodon. J.** 1992; 25: 15-9.
74. HEYMANN HO, STURDEVANT JR, BRUNSON WD, WILDER AD, SLUDER TB, BAYNE SC. Twelve-month clinical study of dentinal adhesives in class V cervical lesions. **J. Am. Dent. Assoc.** 1988; 116(2): 179-83.
75. HUGO WB, LONGWORTH AR. Some aspects of the mode of action of chlorhexidine. **J. Pharm. Pharmacol.** 1964; 16: 655-62.

76. HUGO WB, LONGWORTH AR. Cytological aspects of the mode of action of chlorhexidine. **J. Pharm. Pharmacol.** 1965; 17: 28-32.
77. INAI N, *et al.* Nanoleakage of several new dentin bonding systems. **J. Dent. Res.** 1995; 74: 36.
78. INAI N, KANEMURA N, TAGAMI J, WATANABE LG, MARSHALL SJ, MARSHALL GW Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. **Am. J. Dent.** 1998; 11(3): 123-127.
79. INGLE JI, MULLANEY TA, GRANDICH RA, TAITOR JF, FAHID A. Endodontic cavity preparation, In: **INGLE J. I., TANTER J. F., eds. Endodontics**, 3rd edn. Philadelphia, PA, USA: Lea and Febiger, p. 102-255, 1985.
80. ISHIZUKA T, KATAOKA H, YOSHIOKA T, SUDA H, IWASAKI N, TAKAHASHI H. Effect of NaOCl treatment on bonding to root canal dentin using a new evaluation method. **Dent. Mater. J.** 2001; 20(1): 24-33.
81. JEANSONNE MJ, WHITE RR. A comparison of 2.0% chlorhexidine gluconate and 5.25% sodium hypochlorite as antimicrobial endodontic irrigants. **J. Endodon.** 1994; 20(6): 276-8.
82. JOYNT RB. Dentin bonding agents and the smear layer. **Oper. Dent.** 1991; 16(5): 186-91.
83. JUNG S, SAFAVI K, SPANBERG L. The effectiveness of chlorhexidine in the prevention of root canal reinfection. **J. Endodon.** 1999; 28: 288.

84. KANKA J, SANDRIK J., Bonding to dentin. Clues to the mechanism of adhesion. **Am. J. Dent.** 1998; 11: 154-159.
85. KAULFMAN AY, KEILA S. Hypersensitivity to sodium hypochlorite. **J. Endodon.** 1989; 15: 224-6.
86. KELTJENS HM, SCHAEKEN MJ, Van der HOEVEN JS, HENDRIKS JC. Effects of chlorhexidine gel on periodontal health of abutment teeth in patients with overdentures. **Clin. Oral Implants Res.**, 1991; 2(2): 71-4.
87. KIJSAMANMITH K, TIMPAWAT S, HARNIRATTISAI C, MESSER HH. Microtensile bond strengths of bonding agents to pulpal floor dentine. **Int. Endod. J.** 2002; 35(10): 833-39.
88. KOMOROWSKI R, GRAD H, WU XY, FRIEDMAN S. Antimicrobial substantivity of chlorhexidine treated bovine root dentin. **J. Endodon.** 2000; 26(6): 315-17.
89. KRAMER IRH, MCLEAN JW. Alterations in staining reactions of dentine resulting from a constituent of a new self-polymerizing resin. **Br. Dent. J.** 1952; 92: 150-3.
90. LEONARDO MR, TANOMARU FILHO M, SILVA LAB, NELSON FILHO P, BONIFÁCIO KC, ITO IY. In vivo antimicrobial activity of 2% chlorhexidine used as a root canal irrigating solution. **J. Endodon.** 1999; 25(3): 167-71.
91. LIN LM, SKRBNER JR, GAENGLER P. Factors associated with endodontic treatment failures. **J. Endodon.** 1992; 18(12): 543-549.

92. MACCOMB D, SMITH DC. A preliminary scanning electron microscopic study of root canals after endodontic procedures. **J. Endodon.** 1975; 1: 238-42.
93. MADISON S, SWANSON K, CHILES SA. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part II. Sealer types. **J. Endodon.** 1987; 13(3): 109-12.
94. MADISON S, WICOX LR. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part III. *In vivo* study. **J. Endodon.** 1988; 14(9): 455-458.
95. MAGURA ME, KAFRAWY AH, BROWN CE, NEWTON CW. Human saliva coronal microleakage in obturated root canals. An *in vitro* study. **J. Endodon.** 1991; 17(7): 324-331.
96. MARSHALL Jr. GW. Dentin: microstructure and characterization. **Quintessence Int.** 1993; 24(9): 606-17.
97. MJÖR IA, FEJERSKOV O. Embriologia e histologia oral humana. Trad. L.S. Utreta, L.T.O. Ramalho, R.T. Leonardo. São Paulo: Panamericana, 333p. 1990.
98. MEIERS JC, KRESIN JC. Cavity disinfectants and dentin bonding. **Oper. Dent.** 1996; 21: 153-9.
99. MEIERS JC, SHOOK LW. Effect of disinfectants on the bond strength of composite to dentin. **Am. J. Dent.** 1996; 9(1): 11-4.
100. MIYAMOTO T, TAKAHASHI S, ITO H, INAGAKI H, NOISHIKI Y. Tissue biocompatibility of cellulose and its derivatives. **J. Biomed. Mater. Res.** 1989; 23(1): 125-33.

101. MORRIS MD, LEE K, AGEE KA, BOUILLAGUET S, PASHLEY DH. Effects of sodium hypochlorite and RC-Prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. **J. Endod.** 2001; 27(12): 753-7.
102. NAKABAYASHI N, KOJUMA K, MASUHARA E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. **J. Biomed. Mater. Res.** 1982; 16(3): 265-273.
103. NAKABAYASHI N. Adhesive bonding with 4-Meta. **Oper. Dent.** 1992; 5: 125-30.
104. NAKABAYASHI N, SAMI Y. Bonding to intact dentin. **J. Dent. Res.** 1996; 75(9): 1706-15.
105. NAKABAYASHI N, PASHLEY DH. Hybridization of dental hard tissues. Tokyo: **Quintessence.** 1998; 129.
106. NAKAGIMA M. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries affected dentin using dentin adhesives. **J. Dent. Res.** 1995; 74: 1679-88.
107. NAKAGIMA M. Tensile bond strength to caries affected dentin. **J. Dent. Res.** 1997; 76: 416.
108. NATION JL. A new method using hexametyldisilazane for preparation of silt insect tissues for scanning electron microscopy. **Stain Technol.** 1983; 58(6): 347-351.
109. NIKAIDO T, TAKANO Y, SASAFUCHI Y, BURROW MF, TAGAMI J. Bond strengths endodontically-treated teeth. **Am. J. Dent.** 1999; 12(4): 177-80.

110. OHARA PK, TORABINEJAD M, KETTERING JD. Antibacterial effects of various endodontic irrigants on selected anaerobic bacteria. **Endod. Dent. Traumatol.** 1993; 9: 95-100.
111. ØILO G, AUSTRHEIM EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. **Acta. Odontol. Scand.** 1993; 51(4): 263-6.
112. OOSTERWAAL PJ, MIKX FH, van den BRINK, RENGGLI HH. Bactericidal concentrations of chlorhexidine-digluconate, amine fluoride gel and stannous fluoride gel for subgingival bacteria tested in serum at short contact times. **J. Periodontol. Res.** 1989; 24(2): 155-60.
113. OZTURK B, OZER F, BELLİ S. An *In vitro* comparison of adhesive systems to seal pulp chamber walls. **Int. Endod. J.** 2004; 37: 297-306.
114. OZTURK B, OZER F. Effect of NaOCl on bond strengths of bonding agents to pulp chamber lateral walls. **J. Endod.** 2004; 30(5): 362-65.
115. PASHLEY EL. Cytotoxic effects of NaOCl on vital tissue. **J. Endodon.** 1985; 11(12): 525-8.
116. PASHLEY DH, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. **Dent. Mater.** 1995; 11(2): 117-25.
117. PASHLEY DH, CARVALHO RM. Dentine permeability and dentine adhesion. **J. Dent.** 1997; 25(5): 355-72.
118. PASHLEY DH, CARVALHO RM, SANO H, NAKAGIMA M, YOSHIYAMA M, SHONO Y. The microtensile bond test: a review. **J. Adhes. Dent.** 1999; 1(4): 299-309.

119. PAUL SJ, WELTER DA, GHAZI M, PASHLEY D. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. **Oper. Dent.** 1999; 24(3): 181-8.
120. PAUL SJ, LEACH M, RUEGGEBERG FA, PASHLEY DH. Effect of water content on the physical properties of model dentine primer and bonding resins. **J. Dent.** 1999; 27(3): 209-14.
121. PERDIGÃO J, DENEHY GE, SWIFT JE. Effects of chlorhexidine on dentin surfaces and shear bond strengths. **Am. J. Dent.** 1994; 7(2): 81-4.
122. PERDIGÃO J. An ultramorphological study of human dentine exposed to dhesive systems. **Tese (Doutorado em Ciências Médicas)**, Leuven Belgium, Faculdade Catholic University of Leuven, p.132, 1995.
123. PERDIGÃO J, LAMBRECHTS P, VAN MEERBEEK B, BRAEM M, YILDIZ E, YUCEL T, VANHERLE G. The interaction of adhesive systems with human dentin. **Am. J. Dent.** 1996; 9(4): 167-73.
124. PERDIGÃO J, RAMOS JC, LAMBRECHTS P. In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. **Dent. Mater.** 1997; 13(4): 218-27.
125. PEREIRA PNR, OKUDA M, SANO H, YOSHIKAWA T, BURROW MF, TAGAMI J. Effect of intrinsic wetness and regional difference on dentin bond strength. **Dent Mater.** 1999; 15: 46-53.
126. PHRUKKANON S, BURROW MF, TYAS MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. **Dent. Mater.** 1998; 14(2): 120-8.

127. PIOCH T, KOBASLIJA S, SCHAGEN B, GOTZ H. Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. **J. Adhes. Dent.** 1999; 1(2): 135-142.
128. PIVA E, MARTOS J, DEMARCO FF. Influência de quatro agentes desinfetantes sobre a microinfiltração de um sistema adesivo. **Rev. Pós Grad.** 1999; 6: 222-8.
129. PRATI C, CHERSONI S, MONGIORGI R, MONTANARI G, PASHLEY DH. Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old and sclerotic dentin. **Oper. Dent.** 1999; 24(2): 66-72.
130. RABELLO TB, COELHO AJM. Efeito da clorexidina sobre a adesão dentinária e preservação pulpar. **Rev.Bras. Odontol.** 1998; 55: 136-9.
131. RAPHAEL D, WONG TA, MOODNIK R, BORDEN BG. The effect of temperature on the bactericidal efficiency of sodium hypochlorite. **J. Endodon.** 1981; 7(7): 330-4.
132. REIS AF, GIANINNI M, AMBROSANO GMB, CHAN DCN. The effects of filling techniques and low-viscosity composite liner on bond strength to class II cavities. **J. Dent.** 2003; 31: 59-66.
133. RINGEL AM, PATTERSON SS, NEWTON CW, MILLER CH, MULHERN J. M. *In vivo* evaluation of chlorhexidine gluconate solution and sodium hypochlorite solution as root canal irrigants. **J. Endodon.** 1982; 8(5): 200-4.
134. RÖLLA G, LÖE H, SCHIOTT CR. The affinity of chlorhexidine for hydroxyapatite and salivary mucins. **J. Periodont.** 1970; 5(2): 90-5.

135. RÖLLA G, MELSEN B. On the mechanism of the plaque inhibition by clhorhexidine. **J. Dent. Res. Special Issue.** 1975; b: B57-62.
136. SANO H, CIUCCHI B, MATTHEWS WG, PASHLEY DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. **J. Dent. Res.** 1994; 73(6): 1205-1211.
137. 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. **Dent. Mater.** 1994; 10(4): 236-40.
138. SANO H, SHONO T, TAKATSU T, HOSODA H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. **Oper. Dent.** 1994; 19(2): 59-64.
139. SANO H, YOSHIYAMA M, EBISU S, BURROW MF, TAKATSU T, CIUCCHI B, CARVALHO R, PASHLEY DH. Comparative SEM and TEM observations of nanoleakage within the hybrid layer. **Oper. Dent.** 1995; 20(4): 160-7.
140. SANTOS JN, ZAIA AA, GOMES BPF, SOUZA-FILHO FJ, FERRAZ, CC. Influência de irrigantes endodônticos na resistência de união de um adesivo autocondicionante à dentina da câmara pulpar. **Braz Oral Res.** 2004; 18(1): 121.
141. SANTOS JN. Influência de irrigantes endodônticos na resistência de união de um adesivo autocondicionante à dentina da câmara pulpar. Piracicaba -2005. 75p. Dissertação de Mestrado- Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

142. SAUNDERS W, SAUNDERS E. Coronal leakage as a cause of failure in root canal therapy: a review. **Endod. Dent. Trauma.** 1994; 10(3): 105-108.
143. SCHREINER RF, CHAPPELL RP, GLAROS AG, EICK JD. Microtensile testing of dentin adhesives. **Dent. Mater.** 1998; 14(3): 194-201.
144. SABALA CL, POWELL SE. Sodium hypochlorite injection into periapical tissues. **J. Endodon.** 1989; 15(10): 490-2.
145. SELTZER S, BENDER B, ZIONTS M. The interrelationship of pulp and periodontal disease. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 1963; 16: 1474-90.
146. SHIH M, MARSHALL J, ROSEN S. The bactericidal efficiency of sodium hypochlorite as an endodontic irrigant. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 1970; 29(4): 613-9.
147. SHILDER H. Cleaning and shaping the root canal. **Dent. Clin. N. Amer.** 1974; 18 (2): 269-96.
148. SHONO Y, OGAWA T, TERASHITA M, CARVALHO RM, PASHLEY EL, PASHLEY DH. Regional measurement of uiresin-dentin bonding as an array. **J. Dent. Res.** 1999; 78(2): 699-705.
149. SIMÕES W, SAMPAIO JMP, DEBELIAN GJ. Verificação da tolerância tecidual e poder bactericida do hipoclorito de sódio a 0,5% e 1% usados na clínica odontológica. **Rev. Paul. Odontol.** 1989; 11: 35-8.

150. SIQUEIRA JR JF, UZEDA M. Intracanal medicaments: evaluation of the antibacterial effects of chlorhexidine, metronidazole, and calcium hydroxide associated with three vehicles. **J. Endodon.** 1997; 23; 167-9.
151. SILVA EV, FRANCISCONI, PAS Influência da umidade e de um agente de limpeza cavitária na resistência de união de sistemas adesivos dentinários. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, 1998; 6: 53-7.
152. SJÖGREN U, SUNDQVIST G. Bacteriological evaluation of ultrasonic root canal instrumentation. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 1987; 63(3): 366-70.
153. SPANGBERG LSM. Endodontic Medicaments. In: Smith DC & Williams DF, eds. **Biocompatibility of Dental Materials**. 1st edn. Boca Raton, USA: CRC Press, 223-257, 1982.
154. STEWART GG, COBE HM, RAPPORT H. A study of a new medicament in the chemo-mechanical preparation of infected root canals. **J. Am. Dent. Assoc.** 1961; 63: 33-7.
155. SUH B. One-step the 5th generation dental adhesive. In: SYMPOSIUM ON: 5Th GENERATION DENTAL ADHESIVES, 1995, Rancho Bernardo. **Proceedings**. Itasca: Bisco, 1995. Sec.4, p.1-6.
156. SWANSON K, MADISON S. An evaluation of coronal microleakage in endodontically treated teeth. Part I. Time periods. **J. Endodon.** 1987; 13(2): 56-59.
157. SWARTZ DB, SKIDMORE AE, GRIFFIN JA JR. Twenty years of endodontic success and failure. **J. Endodon.** 1983; 9(5): 198-202.

158. TAKAHASHI K. Microbiological, pathological, inflammatory, immunological and molecular biological aspects of periradicular disease. **Int. Endodon. J.** 1998; 31(5): 311-25.
159. TANOMARU FILHO M, LEONARDO MR, SILVA LAB, ANÍBAL FF, FACCIOLI LH. Inflammatory response to different endodontic irrigating solutions. **Int. Endodon. J.** 2002; 35: 735-39.
160. TAY FR, GWINNETT AJ, WEI SH. The overwet phenomenon: a transmission electron microscopic study of surface moisture in the acid-conditioned, resin-dentin interface. **Am. J. Dent.** 1996; 9(4): 161-6.
161. TAY FR, GWINNETT JA, WEI SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle primer/adhesives. **Dent. Mater.** 1996; 12(4): 236-44.
162. THÉ SD. The solvent action of sodium hypochlorite on fixed and unfixed necrotic tissue. **Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol.** 1979; 47(6): 558-61.
163. TORABINEJAD M, BOROSMY U, KELTERING JD. *In vitro* bacterial penetration of coronally unsealed endodontically treated teeth. **J. Endodon.** 1990; 16(12): 556-559.
164. TULUNOGLU O, AYHAN H, OLMEZ A, BODUR H. The effect of cavity disinfectants on microleakage in dentin bonding systems. **J. Clin. Pediatr. Dent.** 1998; 22(4): 299-305.
165. TYAS MJ. Three-year clinical evaluation of dentine bonding agents. **Aust. Dent. J.** 1991; 36(4): 298-301.

166. UNSAL E, AKKAYA M, WALSH TF. Influence of single application of subgingival chlorhexidine gel or tetracycline paste on the clinical parameters of adult periodontitis patients. **J. Clin. Periodontol.** 1994; 21(5): 351-5.
167. VAHDATY A, PITT FORD TR, WILSON RF. Efficacy of chlorhexidine in disinfecting dentinal tubules in vitro. **Endodon. Dent. Traumatol.** 1993; 9(6): 243-8.
168. VARGAS MA, COBB DS, ARMSTRONG SR. Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with and without a hybrid layer. **Oper. Dent.** 1997; 22(4): 159-166.
169. WALKER A. Definitive and dependable therapy for pulpless teeth. **J. Am. Dent. Assoc.** 1936; 23: 1418-24.
170. WANG JD, HUME WR. Diffusion of hydrogen ion and hydroxyl ion from various sources through dentine. **Int. Endod. J.** 1988; 21(1): 17-26.
171. WANG T, NAKABAYASHI N. Effects of 2(Metacryloxy)ethyl phenyl hydrogen phosphate. **J. Dent. Res.** 1991; 70: 59-66.
172. WATANABE L, NAKABAYASHI N. Bonding durability of photocured Phenyl-P in TEGDMA to smear layer-retained bovine dentine. **Quintessence Int.** 1993; 24: 335-42.
173. WATANABE L, NAKABAYASHI N, PASHLEY DH. Bonding to group dentin by Phenyl-P self-etching primer. **J. Dent. Res.** 1994; 73(6): 1212-20.

174. WATANABE L, MARSHALL Jr. GW, MARSHALL SJ. Dentin shear strength: Effects of tubule orientation and inter-tooth location. **Dent. Mater.** 1996; 12: 109-15.
175. WEINE FS. Endodontic Therapy. 4th edn. St Louis, MO, USA: **The CV Mosby Co.**, 1989.
176. WELL JD, PASHLEY DH, LOUSHINE RJ, WELLER RN, KIMBROUGH WF, PEREIRA PN. Intracoronar sealing ability of two dental cements. **J. Endod.** 2002; 28(6): 443-7.
177. WHITE RR, GOLDMAN M, LIN P. The influence of the smeared layer upon dentinal tubule penetration by plastic materials. **J. Endodon.** 1984; 10(12): 558-62.
178. WHITE RR, HAYS GL, JANER LR. Residual antimicrobial activity after canal irrigation with chlorhexidine. **J. Endod.** 1997; 23(4): 229-31.
179. WU W, COBB E, DERMANN K, RUPP NW. Detecting margin leakage of dental composite restorations. **J. Biomed. Mater. Res.** 1983; 17(1): 37-43.
180. YAMADA T. TEM study on *in vivo* and *in vitro* resin-dentin interfaces by Phenyl-P based primer. **J. Dent. Res.** 1995; 74: 403.
181. YOSHIKAWA T, SANO H, BURROW MF, TAGAMI J, PASHLEY DH. Effects of C-factor and depth on bond strength to dentin. **J. Dent. Res.** 1997; 76: 39.
182. YOSHIYAMA M, SANO H, EBISU S, TAGAMI J, CIUCCHI B, CARVALHO RM, JOHNSON MH, PASHLEY DH. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. **J. Dent. Res.** 1996; 75:

1404-13.

183. YESILSOY C, WHITAKER E, CLEVELAND D, PHILLIPS E, TROPE M. Antimicrobial and toxic effects of established and potential root canal irrigants. **J. Endodon.** 1995; 21(10): 513-515.
184. ZAIA AA, NAKAGAWA R, DE QUADROS I, GOMES BPFA, FERRAZ CCR, TEIXEIRA FB. An *in vitro* evaluation of four materials as barriers to coronal microleakage in root-filled teeth. **Int Endod J.** 2002; 35(9): 729-34.

9- ANEXOS

ANEXO I – Certificado do Comitê de Ética em Pesquisa.

 UNICAMP	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA CERTIFICADO	
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Avaliação in vitro da influência de diferentes irrigantes endodônticos na força coesiva da dentina do assoalho da câmara pulpar e na força de união desta região a um sistema adesivo", sob o protocolo nº 129/2003, do Pesquisador Fábio Roberto Dametto, sob a responsabilidade do Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.		
Piracicaba, 01 de outubro de 2003		
We certify that the research project with title "<i>In vitro evaluation of the influence of different endodontic irrigation in the corrosive force of dentin on the floor of the pulp canal chamber and on the strength of this region on bonding system</i>", protocol nº 129/2003, by Researcher Fábio Roberto Dametto, responsibility by Prof. Dr. Caio Cezar Randi Ferraz, is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).		
 Prof. Dr. Antonio Fernando Martorelli de Lima Secretário CEP/FOP/UNICAMP	 Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes Coordenador CEP/FOP/UNICAMP	Piracicaba, SP, Brazil, October 01 2003

ANEXO II - Valores da resistência coesiva da dentina.

ANEXO II - Valores da resistência coesiva da dentina.

GRUPO 1- SORO FISIOL.	Valor		Valor	
	Máximo da Fratura (Newton)	Espessura Fatia (mm)	Espessura Ampulheta (mm)	Máximo da Fratura (MPa)
1	55	0,66	1,93	43,05
2	49,833	1,09	1,9	24,06
3	48,122	1,14	1,51	27,96
4	77,467	1,24	2,06	30,33
5	99,81	1,58	2,31	27,35
6	24,05	0,76	1,7	18,61
7	62,22	1,1	1,93	29,31
8	80,47	1,12	1,51	47,58
9	95,06	0,94	1,95	51,86
10	46,13	0,91	1,42	35,70
11	86,59	1,14	0,91	83,47
12	81,3	1,6	0,92	55,23
13	10,96	1,07	0,7	14,63
14	41,32	0,78	0,92	57,58
15	10,1	1,01	0,52	19,23
16	22,32	1,02	1,02	21,45
MÉDIA				36,71

		Valor	Valor		Valor
		Máximo da	Espessura	Espessura	Máximo da
		Fratura	Fatia	Ampulheta	Fratura
GRUPO 2 – EDTA 17%		(Newton)	(mm)	(mm)	(MPa)
	1	12,22	1,06	0,66	17,47
	2	19,96	1,2	0,53	31,38
	3	31,53	1,37	0,42	54,80
	4	44,24	1,27	0,77	45,24
	5	27,63	0,9	0,66	46,52
	6	31,8	0,87	0,76	48,09
	7	47,5	1,03	0,62	74,38
	8	37,89	1,05	0,83	43,48
	9	13,69	1,01	0,7	19,36
	10	28,21	1,01	0,91	30,69
	11	22,39	1,11	0,62	32,53
	12	25,01	1,37	0,75	24,34
	13	9,18	0,98	1,08	8,67
	14	9,38	1,07	0,55	15,94
	15	3,81	1,08	0,45	7,84
			MÉDIA		33,38

Valor		Valor		Valor	
Espeçura	Máximo da	Espeçura	Máximo da	Espeçura	Máximo da
Ampulheta	Fratura	Ampulheta	Fratura	Ampulheta	Fratura
	(mm)		(MPa)		(MPa)
GRUPO 3-NaOCI 5,25%					
1	22,4	1,25	0,74	24,22	
2	84,45	1,49	0,82	69,12	
3	35,74	1,15	0,63	49,33	
4	40,18	1,46	0,87	31,63	
5	34,88	1,44	0,75	32,30	
6	33,88	1,18	0,78	36,81	
7	21,16	0,88	0,92	26,14	
8	10,9	1,15	0,7	13,54	
9	15,44	1,81	0,51	16,73	
10	25,23	1,2	0,9	23,36	
11	87,22	1,4	0,71	87,75	
12	28,63	1,42	0,68	29,65	
13	25,01	1,28	0,84	23,26	
		MÉDIA		35,68	
				14,53	
MÉDIA				57,58	
				19,23	
				21,43	
				21,21	

Valor			Valor			
Máximo da			Máximo da			
Fratura			Fratura			
Espessura			Espessura			
Fatia			Ampulheta			
(mm)			(mm)			
(Newton)			(MPa)			
GRUPO 4 -NaOCl +EDTA						
1	20,53	1,21	0,76	22,32		
2	15,13	0,8	0,61	31,00		
3	18,79	0,53	0,58	61,13		
4	24,09	1,05	0,62	37,00		
5	29,26	1,35	0,84	25,80		
6	30,15	0,94	0,46	69,73		
7	24,36	1,01	0,63	38,28		
8	16,25	1,35	0,71	16,95		
9	29,18	1	0,79	36,94		
10	14,28	1,28	0,61	18,29		
11	10,05	1,18	0,79	10,78		
12	27,47	1,21	0,63	36,04		
13	42,76	0,94	0,74	61,47		
MÉDIA				35,83		

		Valor		Valor	
		Máximo da	Espessura	Espessura	Máximo da
		Fratura	Fatia	Ampulheta	Fratura
GRUPO 5-Clorexidina Gel 2%		(Newton)	(mm)	(mm)	(MPa)
	1	73,56	0,85	1,56	55,48
	2	65,5	0,86	1,55	49,14
	3	28,53	1,09	1,64	15,96
	4	66,38	0,86	2,11	36,58
	5	67,5	1,01	1,82	36,72
	6	111,32	1,47	2,44	31,04
	7	16,6	0,92	1,86	9,70
	8	74,52	1,15	1,55	41,81
	9	30,65	0,95	1,63	19,79
	10	35,4	0,96	1,76	20,95
	11	20,72	0,85	1,65	14,77
	12	110,1	1,18	1,84	50,71
	13	64,79	0,92	1,56	45,14
	14	68,78	0,99	1,48	46,94
	15	29,95	1,13	1,36	19,49
				MÉDIA	32,95

	Valor		Valor	
	Máximo da Fratura (Newton)	Espessura Fatia (mm)	Espessura Ampulheta (mm)	Máximo da Fratura (MPa)
GRUPO 6-Clorex. Líquida 2%				
1	50,15	1,21	0,52	79,70
2	83,13	1,23	0,8	84,48
3	29,33	1,05	0,63	44,34
4	16,62	1,04	0,5	31,96
5	20,05	0,96	0,51	40,95
6	37	0,96	0,63	61,18
7	28,46	1,02	0,69	40,44
8	22,88	1,05	0,33	66,03
9	29,95	1,11	0,79	34,15
10	53,74	2,08	0,75	34,45
11	21,46	1,21	0,75	23,65
12	24,36	1,09	0,8	27,94
13	21,59	0,85	0,57	44,56
14	33,72	0,85	0,89	44,57
15	35,41	0,99	0,62	57,69
16	55,77	1,13	1,06	46,56
		média		47,67

ANEXO III – Valores da resistência de união dentina-resina.

		Valor		Valor	
		Máximo da	Espessura	Espessura	Máximo da
		Fratura	Fatia	Ampulheta	Fratura
		(Newton)	(mm)	(mm)	(MPa)
GRUPO 1- SORO FISIOL.					
	1	42,01	0,92	1,12	40,77
	2	22,25	0,93	1,12	21,36
	3	12,07	1,02	1,23	9,62
	4	12,41	1	1,03	12,05
	5	15,24	1,27	1,02	11,76
	6	11,85	1	1,53	7,75
	7	10,64	1	1,55	6,86
	8	9,43	0,9	1,56	6,72
	9	20,9	0,88	1,48	16,05
	10	15,62	1,09	1,31	10,94
	11	27,76	0,91	1,76	17,33
			MÉDIA		14,66
	14	28,78	0,99	1,48	43,84
	15	29,85	1,13	1,36	18,49
			MÉDIA		32,95

GRUPO 2 – EDTA 17%	Valor			
	Valor Máximo	Espessura	Espessura	Máximo da
	da Fratura	Fatia	Ampulheta	Fratura
	(Newton)	(mm)	(mm)	(MPa)
1	16,36	0,98	1,24	13,46
2	7,05	0,92	2,05	3,74
3	9,93	0,89	1,69	6,60
4	7,84	0,95	1,49	5,54
5	8,38	1	1,87	4,48
6	22,59	0,97	1,56	14,93
7	12,27	0,9	2	6,82
8	9,64	1,03	1,43	6,54
9	13,5	0,93	1,64	8,85
10	7,84	0,9	1,04	8,38
MÉDIA				7,93

	Valor		Valor	
	Máximo da Fratura (Newton)	Espessura Fatia (mm)	Espessura Ampulheta (mm)	Máximo da Fratura (MPa)
GRUPO 3-NaOCl 5,25%				
1	14,05	1,27	1,38	8,02
2	20,84	0,89	1,16	20,19
3	9,25	0,87	1,28	8,31
4	20,41	0,79	1,14	22,66
5	23,76	0,86	1,25	22,10
6	9,69	0,89	1,56	6,98
7	11,1	0,89	1,72	7,25
8	20,94	0,88	1,25	19,04
9	12,8	0,89	1,02	14,10
10	23,44	0,91	1,29	19,97
11	12,72	0,85	1,19	12,58
12	34,56	0,81	1,73	24,66
13	21,67	0,86	1,36	18,53
			MÉDIA	15,72

	Valor		Valor	
	Máximo da Fratura (Newton)	Espessura Fatia (mm)	Espessura Ampulheta (mm)	Máximo da Fratura (MPa)
GRUPO 4 -NaOCl +EDTA				
1	9,1	0,8	1,71	6,65
2	13,22	1,01	1,2	10,91
3	9,6	1,04	1,43	6,46
4	9,36	0,88	1,41	7,54
5	10,84	0,91	1,23	9,68
6	8,59	1,02	1,5	5,61
7	14,58	0,92	1,53	10,36
8	8,7	1,07	1,81	4,49
9	11,58	0,91	1,44	8,84
			MÉDIA	7,84

		Valor			
		Valor Máximo	Espessura	Espessura	Valor
		da Fratura	Fatia	Ampulheta	Máximo da
		(Newton)	(mm)	(mm)	Fratura
GRUPO 5-Clorexidina Gel 2%					(MPa)
	1	15,29	0,83	1,4	13,16
	2	24,45	0,84	1,4	20,79
	3	8,61	0,83	1,41	7,36
	4	8	0,84	1,17	8,14
	5	12,22	0,81	1,81	8,34
	6	23,9	0,9	1,56	17,02
	7	15,07	0,89	1,36	12,45
	8	15,73	1,09	1,2	12,03
	9	16,87	0,9	1,2	15,62
	10	18,67	1,33	0,95	14,78
	11	19,32	0,95	1,34	15,18
				MÉDIA	12,98

	Valor		Valor	
	Máximo da	Espessura	Espessura	Máximo da
	Fratura	Fatia	Ampulheta	Fratura
GRUPO 6-Clorex. Líquida 2%	(Newton)	(mm)	(mm)	(MPa)
1	21,98	1,06	1,18	17,57
2	9,66	0,96	1,12	8,98
3	21,02	0,87	1,45	16,66
4	21,12	0,96	1,11	19,82
5	6	0,76	1,17	6,75
6	14,29	1,16	1,34	9,19
7	9,73	0,82	1,09	10,89
8	19,09	0,98	1,25	15,58
9	19,83	0,89	1,36	16,38
10	12,61	0,89	1,48	9,57
11	9,67	0,96	1,19	8,46
12	12,01	0,78	1,19	12,94
			média	12,78