

UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
MESTRADO EM ODONTOLOGIA
CLÍNICA INTEGRADA

**INFLUÊNCIA DA
REMOÇÃO DO COLÁGENO
SOBRE A ADESÃO DENTINÁRIA**

FÁBIO BARBOSA DE SOUZA

RECIFE - PE

2004

FÁBIO BARBOSA DE SOUZA

**INFLUÊNCIA DA
REMOÇÃO DO COLÁGENO
SOBRE A ADESÃO DENTINÁRIA**

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado em Odontologia com área de concentração em Clínica Integrada, Departamento de Prótese e Cirurgia Bucal-Facial, Centro de Ciências da Saúde, da Universidade Federal de Pernambuco, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador:

Prof. Dr. Claudio Heliomar Vicente da Silva

Co-orientadora:

Prof.^a Dr.^a Lúcia Carneiro de Souza Beatrice

RECIFE – PE

2004

Ata da 39ª Defesa da Dissertação do Curso de Mestrado em Odontologia do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco, Recife, 14 de dezembro de 2004.

Às treze horas e trinta minutos do dia 14 do mês de dezembro do ano de dois mil e quatro, reuniram-se na sala "A" do Curso de Pós Graduação em Odontologia do Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial da UFPE, os membros da Banca Examinadora, composta pelos professores: Prof. Dr. Adolfo José Cabral - UFPE, (presidente), Profa. Dra. Rosenê Lima dos Santos da UFPE, atuando como primeiro examinador, Profa. Dra. Jurema Friere Lisboa de Castro - UFPE segundo examinador, para julgar o trabalho intitulado " **INFLUENCIA DA REMOÇÃO DO COLAGENO SOBRE A ADESÃO DENTINARIA** ", do CD FABIO BARBOSA DE SOUZA candidato ao Grau de Mestre em Odontologia, na Área de Concentração em CLÍNICA INTEGRADA, sob orientação da professor Dr. CLAUDIO HELIOMAR VICENTE DA SILVA e Co-orientação da Profa. Dra. LUCIA CARNEIRO DE SOUZA BEATRICE. Dando início aos trabalhos o senhor Vice - Coordenador Prof. Dr. CARLOS MENEZES AGUIAR convidou os senhores membros para compor a Banca Examinadora, em seguida foram entregues aos presentes cópias do Regimento Interno do Curso de Mestrado em Odontologia, que trata dos critérios de avaliação para julgamento da Dissertação de Mestrado. O presidente da mesa após tomar posse dos trabalhos e conferir os membros convidou o mestrando, **FABIO BARBOSA DE SOUZA**, para expor sobre o assunto tema, tendo sido concedido trinta minutos. O candidato expôs o trabalho e em seguida colocou-se à disposição dos Examinadores para arguição. Após o término da arguição os Examinadores se reuniram em segredo para deliberações formais. Ao término da discussão, atribuíram ao candidato os seguintes conceitos: Profa. Dra. Rosenê Lima dos Santos (**Aprovado**), Profa. Dra. Jurema Friere Lisboa de Castro (**Aprovado**), Prof. Dr. Adolfo José Cabral (**Aprovado**) o candidato recebeu três conceitos (**Aprovado**) é considerado (**Aprovado**). **Por mérito e decisão unânime da Banca Examinadora foi Aprovado com distinção**, devendo o candidato acatar as sugestões da Banca Examinadora de acordo com o Regimento Interno do Curso. Fica a aprovação, fica o candidato, apto a receber o Grau de Mestre em Odontologia, cabendo a UFPE através de sua Pró-Reitoria de

[Handwritten signatures]

[Stamp: Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Universidade Federal de Pernambuco]

Pesquisa e Pós Graduação, tomar as providências cabíveis para se devotar a ela. Nada mais havendo a tratar, o Senhor Presidente da Banca Examinadora encerra a sessão e para constar eu, Cláudio Seno de Araújo Silva, lavrei a presente Ata que vai por mim assinada, pelos demais componentes da Banca Examinadora e pelo recém formado mestre pelo UFPE, **FABIO BARBOSA DE SOUZA**.

[Handwritten signature]

Fábio Barbosa de Souza

Recife, 14 de dezembro de 2004.

Prof. Dr. ADOLFO JOSÉ CABRAL - UFPE
Presidente

Profa. Dra. ROSENÊ LIMA DOS SANTOS - UFPE
1ª Examinadora

Profa. Dra. JUREMA FRIERE LISBOA DE CASTRO
2ª Examinadora

[Stamp: Universidade Federal de Pernambuco]

DEDICATÓRIA

A minha FAMÍLIA; por todo amor, respeito, incentivo e amizade; primordiais ao meu crescimento humano e intelectual.

AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

À Universidade Federal de Pernambuco, na pessoa do Magnífico Reitor Prof. Amaro Henrique Pessoa Lins; ao Centro de Ciências da Saúde da UFPE, na pessoa do Diretor Prof. Dr. José Thadeu Pinheiro; ao Departamento de Prótese e Cirurgia Buco-Facial da UFPE, na pessoa da Chefe Prof.^a Dr.^a Lúcia Carneiro de Souza Beatrice; ao curso de Mestrado em Clínica Integrada da UFPE, na pessoa do Coordenador Prof. Dr. Geraldo Bosco Lindoso Couto, pela oportunidade a mim concedida para realizar o Curso de Mestrado em Odontologia.

Ao Prof. Dr. Cláudio Heliomar Vicente da Silva, pela contribuição científica indispensável, pelo incentivo em todos os momentos, pela confiança e pela amizade.

Ao Prof. Dr. Edir Carneiro Leão, ex-coordenador do curso de Pós Graduação em Odontologia da UFPE, pelo apoio irrestrito em toda e qualquer situação no transcorrer do curso.

Aos funcionários da Pós-graduação em Odontologia da UFPE.

Aos colegas de turma, com os quais dividi a chance de realizar o curso de mestrado.

À Prof.^a Dr.^a Renata Silva Melo Fernandes, da disciplina de oclusão da UFPE, pela ajuda na concretização da minha viagem a Ribeirão Preto.

À Prof.^a Dr.^a Regina Guenka Palma Dibb, da FORP-USP, pela receptividade e ajuda científica na fase laboratorial da pesquisa.

À cirurgiã-dentista Carina Sincler Delfino, mestranda em Dentística da FORP-USP, pelo auxílio na prática laboratorial de microtração e MEV, e pela amizade.

Ao cirurgião-dentista Juliano Fernandes Sassi, mestrando em Dentística da FORP-USP, pelo auxílio na prática laboratorial de microtração.

Aos funcionários do Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, FORP-USP, Ricardo e Edson, sempre solícitos à realização dos ensaios mecânicos.

Ao Prof. Dr. Celso Pinto de Melo, Professor do Departamento de Física da UFPE, e ao cirurgião-dentista Robson Queiroz, mestrando em Ciência dos Materiais da UFPE, por permitirem a utilização das instalações do laboratório de Polímeros Não Convencionais para a realização de procedimentos laboratoriais.

Aos doutorandos em Saúde Pública do Laboratório de Imunopatologia Keizo Asami, Fábio Brayner e Luís Alves, pela imprescindível ajuda na realização das análises em MEV.

À *3M/ESPE, Dentsply do Brasil, Vigodent, Oral Tech e J. Morita Brasil*, pela doação dos sistemas restauradores adesivos utilizados neste estudo.

À amiga Renata Pedrosa Guimarães, Prof.^a Substituta de Dentística da UFPE, pela revisão final da dissertação.

Aos professores e alunos das disciplinas de Dentística 2 e Clínica Integrada do curso de Odontologia da UFPE, pela receptividade e apoio na realização dos estágios docentes.

A todos que, de alguma forma, contribuíram para o desenvolvimento desta pesquisa.

RESUMO

RESUMO

Verificou-se a influência da remoção do colágeno sobre a adesão dentinária de sistemas restauradores adesivos através de avaliações da resistência adesiva à microtração ($RA_{\mu T}$) e da análise morfológica das interfaces adesivas em microscopia eletrônica de varredura (MEV). Molares humanos tiveram a dentina oclusal exposta, sendo distribuídos conforme os grupos: GSB (*Single Bond/3M*); GPB (*Prime & Bond NT/Dentsply*); GOC (*One Coat Bond/Coltene/Vigodent*); GPQ (*PQ1/Ultradent*); GSE (*Clearfil SE Bond/Kuraray*); GOU (*One Up Bond F/Tokuyama*). Cada grupo ($n=12 - RA_{\mu T}$; $n=3 - MEV$) foi subdividido em 2 subgrupos quanto à forma de tratamento dentinário: 1 – protocolo adesivo recomendado pelos fabricantes; 2 – remoção do colágeno (H_3PO_4 15 s + NaOCl 5% por 2 min) + protocolo adesivo. Para os testes de $RA_{\mu T}$ foram obtidos 9 corpos de prova por dente, com área de interface adesiva de $0,8 \text{ mm}^2 (\pm 0,2)$, os quais foram submetidos ao ensaio mecânico de $RA_{\mu T}$ à velocidade de 0,5 mm/min. Para a MEV, após o preparo e tratamento das interfaces adesivas, realizou-se a metalização das superfícies e análise na linha de união. Os valores médios dos submetidos a ANOVA e teste de Tukey ($\alpha=5\%$) foram em MPa (letras iguais = similaridade estatística): GSB1=60,70 (ab); GSB2=39,08 (de); GPB1=31,73 (e); GPB2=61,53 (a); GOC1=54,30 (abcd); GOC2=51,24 (abcd); GPQ1=39,11 (de); GPQ2=58,18 (abc); GSE1=44,11 (abcde); GSE2=51,00 (abcd); GOU1=42,2 (bcde); GOU2=40,18 (cde). A análise em MEV evidenciou ausência de camada híbrida em todos os grupos submetidos à desproteção. A remoção das fibras colágenas interferiu positivamente sobre a adesão do sistema adesivo Prime & Bond NT/Dentsply e PQ1/Ultradent e negativamente para o Single Bond/3M ESPE.

PALAVRAS-CHAVE – Dentina, colágeno, adesivos dentinários.

ABSTRACT

ABSTRACT

It was verified the influence of removal of dentin collagen fibrils on microtensile bond strength (μ TBS) and scanning electron microscopy (SEM) ultra morphology of adhesive systems. Human molars had displayed a flat occlusal superficial dentin, being distributed in accordance with the following groups: GSB (*Single Bond/3M*); GPB (*Prime & Bond NT/Dentsply*); GOC (*One Coat Bond/Coltene/Vigodent*); GPQ (*PQ1/Ultradent*); GSE (*Clearfil SE Bond/Kuraray*); GOU (*One Up Bond F/Tokuyama*). Each group (n=12 – RA μ T; n=3 - MEV) was subdivided into 2 sub-groups, according to the dentin treatment: 1 - adhesive protocol recommended by the manufacturers; 2 - removal of collagen (H_3PO_4 15 s + NaOCl 5% 2 min) + adhesive protocol. In the RA μ T tests, each restored tooth was parted to get 9 beans, with area of adhesive interface of 0,8 mm² (\pm 0,2) which were tested on μ TBS mode, to the speed of 0,5 mm/min. For the SEM analysis, after the preparation and treatment of the adhesive interfaces, the metallizing process was performed and the surfaces analyzed. The results submitted to the ANOVA and test of Tukey ($\alpha=5\%$) were in MPa (equal letters represent similarity statistics): GSB1=60,70 (ab); GSB2=39,08 (de); GPB1=31,73 (e); GPB2=61,53 (a); GOC1=54,30 (abcd); GOC2=51,24 (abcd); GPQ1=39,11 (de); GPQ2=58,18 (abc); GSE1=44,11 (abcde); GSE2=51,00 (abcd); GOU1=42,2 (bcde); GOU2=40,18 (cde). Absence of hybrid layer was a common finding to all groups submitted to deproteinization. It can be concluded that the removal of dentin collagen fibrils intervened positively on the μ TBS of the adhesive system Prime & Bond NT and PQ1, and negatively for the Single Bond.

KEY WORDS - Dentin, collagen, dentin bonding agents.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Diagrama 1 - Representação esquemática das etapas do estudo.....	67
Gráfico 1 - Médias de resistência adesiva. Fonte: Chersoni et al. (1998)	46
Gráfico 2 - Médias de resistência adesiva à micro-tração. Letras iguais indicam similaridade estatística. Fonte: Yiu et al. (2002).....	57

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Seqüência laboratorial para remoção da porção oclusal do espécime.....	69
Figura 2 – Equipamento e materiais empregados para o desgaste da superfície dentária.	70
Figura 3 – Seqüência laboratorial para corte da porção radicular do espécime....	70
Figura 4 – Hipoclorito de Sódio a 5% de cloro livre (Phormula® Ativa).....	75
Figura 5 – Seqüência de preparo do disco de dentina	76
Figura 6 – Confecção dos corpos de prova	77
Figura 7 – Ensaio mecânico (RA μ T)	78
Figura 8 – Confecção dos corpos de prova para MEV	80
Figura 9 – Seqüência de preparo dos corpos de prova para análise em MEV....	82
Figura 10 – Imagens em MEV de superfícies dentinárias após: (a) emprego de lixas, (b) desmineralização com H ₃ PO ₄ 37%, (c) desmineralização com H ₃ PO ₄ 37% + desproteinização com NaOCl 5% por 2 min.....	87
Figura 11a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SB1.....	88
Figura 11b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SB2	88
Figura 12a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PB1.....	89
Figura 12b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PB2.....	89
Figura 13a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OC1.	90
Figura 13b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OC2.....	90
Figura 14a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PQ1.	91
Figura 14b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PQ2	91
Figura 15a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SE1.....	92

Figura 15b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SE2	92
Figura 16a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OU1.....	93
Figura 16b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OU2	93
Figura 17 – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SB2 (5000X).....	94
Figura 18 – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PB2 (5000X).....	95
Figura 19 - Imagem em MEV da interface adesiva do subgrupo PB2 (2500X)....	96
Figura 20 – Imagem em MEV da interface adesiva do subgrupo PQ2 (5000X)....	96

LISTA DE QUADROS

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Setores envolvidos com o experimento e respectivas atividades executadas em cada um	66
Quadro 2 – Critérios de inclusão/exclusão empregado para seleção dos espécimes	68
Quadro 3 – Distribuição dos grupos de acordo com os sistemas restauradores adesivos empregados.....	71
Quadro 4 – Distribuição dos subgrupos de acordo com o tratamento dentinário.....	72
Quadro 5 – Distribuição dos grupos e subgrupos para a análise em MEV.....	80
Quadro 6 – Relação de variáveis experimentais controláveis e não-controláveis.....	83

LISTA DE PRANCHAS

LISTA DE PRANCHAS

Prancha 1	– Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo SB	72
Prancha 2	– Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo PB	73
Prancha 3	– Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo OC....	73
Prancha 4	– Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo PQ	74
Prancha 5	– Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo SE	74
Prancha 6	– Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo OU....	75

LISTA DE TABELAS

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Médias de resistência adesiva.....	44
Tabela 2 – Médias de resistência adesiva à tração.....	49
Tabela 3 – Médias de resistência adesiva em MPa.....	50
Tabela 4 - Médias de resistência adesiva à microtração.....	52
Tabela 5 – Médias de resistência adesiva à microtração (One Step).....	58
Tabela 6 – Médias de resistência adesiva.....	61
Tabela 7 - Resultados dos testes comparativos da ANOVA	86
Tabela 8 – Resultados das comparações múltiplas das médias de RA _μ T.....	86

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

LISTA DE SIGLAS, ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

= Granulação

% = Por cento

+ = Mais

± = mais ou menos

° = grau

AFM = Microscopia de força atômica

ANOVA = Análise de Variância

Bis-EMA = Bisfenol A Dimetacrilato etoxilado

Bis-GMA = Bisfenol A diglicidilmetacrilato

C = Celsius

DP = Desvio Padrão

EDTA = Ácido Etileno di-amino tetra-acético

FORPUSP=Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto Universidade de São Paulo

h = hora

H₀= Hipótese nula

H₁= Hipótese alternativa

H₃PO₄ = Ácido fosfórico

HEMA = Hidroxietil metacrilato

HMDS = Hexamethyldisilazane

Kgf = Quilogramaforça

mA= Miliamper

mbar = Milibar

MDP = Metacryloyloxydecil dihydrogen phosphate

MET = Microscopia eletrônica de transmissão

MEV = Microscopia eletrônica de varredura

min = Minuto

mm = Milímetro

MPa = Mega Pascal

mW/cm² = miliwatts por centímetro quadrado

NaOCl = Hipoclorito de sódio

nm = nanômetro

OC = One Coat Bond

OU = One-Up Bond FTM

p = proporção amostral

PB = Prime & Bond® NT TM

PENTA = Mono fosfato de dipentaeritritol pentacrilato

pH = Potencial hidrogeniônico

PQ = PQ1TM

RA_μT = Resistência adesiva à microtração

rpm = rotação por minuto

Seg. = Segundo

SB = Single BondTM

SE = ClearfilTM SE Bond

TEGDMA = Trietileno glicol dimetacrilato

UDMA = Uretano dimetacrilato

UFPE = Universidade Federal de Pernambuco

α = nível de significância

μm = Micrometro

SUMÁRIO

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	29
2 REVISÃO DA LITERATURA	35
2.1 ASPECTOS ESTRUTURAIS DA DENTINA DESPROTEINIZADA	36
2.2 REMOÇÃO DAS FIBRAS COLÁGENAS X ADESÃO DENTINÁRIA	41
3 PROPOSIÇÃO	63
4 MATERIAL E MÉTODO	65
4.1 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS	66
4.2 LOCALIZAÇÃO DO ESTUDO.....	66
4.3 DELINEAMENTO DO ESTUDO	67
4.4 COLETA, SELEÇÃO E PREPARO DOS ESPÉCIMES	68
4.5 CONFECÇÃO DOS DISCOS DE DENTINA	69
4.6 DETERMINAÇÃO DOS GRUPOS	71
4.7. TESTE DE MICROTRAÇÃO	76
4.7.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	76
4.7.2 ENSAIOS MECÂNICOS	78
4.8 ANALISE EM MEV	79
4.8.1 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS	79
4.8.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA	80
4.8.3 LEITURA DOS CORPOS DE PROVA	82
4.9 VARIÁVEIS	83
4.10 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO	83
5 RESULTADOS	85
5.1 TESTE DE RESISTÊNCIA À MICROTRAÇÃO	86
5.2 ANÁLISE EM MEV	87

6 DISCUSSÃO	97
7 CONCLUSÕES	105
REFERÊNCIAS	107
APÊNDICE	114
ANEXO	117

1 INTRODUÇÃO

A utilização de substâncias ácidas sobre o esmalte dentário, proposta por Buonocore em 1955, representou um marco na Odontologia Adesiva e o início de uma era em que a interação entre material restaurador e substrato dentário poderia proporcionar maior longevidade aos procedimentos clínico-restauradores. A partir de então, o desenvolvimento de sistemas adesivos capazes de promover a união de materiais restauradores não apenas ao esmalte como também ao tecido dentinário, vem mudando a forma como a Odontologia Restauradora é praticada.

Entretanto, a adesão à dentina é mais complicada e menos previsível que a adesão ao esmalte, pois o tecido dentinário não possui as características homogêneas apresentadas pelo tecido adamantino, capazes de favorecer a adesividade (VARGAS; COBB; ARMSTRONG, 1997). Entre as barreiras que dificultam a união à dentina estão: composição química (conteúdo orgânico e aquoso); variações topográficas estruturais (quantidade e diâmetro dos túbulos dentinários); assim como a existência da *smear layer* resultante do preparo dentário (HENOSTRAZA, 2003).

No que diz respeito à composição, a dentina se caracteriza por ser um tecido mineralizado constituído por 70% em peso de hidroxiapatita, 18% de material orgânico e 12% de água. Aproximadamente metade de seu volume é de matriz orgânica, especialmente fibras colágenas, dispostas em uma rede irregular que serve de suporte para os cristais de hidroxiapatita (AVERY, 1989). A molécula ou proteína colágena é formada por três cadeias peptídicas (cadeias alfa) que se organizam em forma de tripla hélice. O colágeno presente na dentina é principalmente do tipo I e representa 90% da matriz orgânica. Outro tipo de colágeno, o V, está também presente, mas em proporção muito baixa. O que diferencia os diversos tipos de fibras é a disposição das cadeias alfa. Os 10% restantes da matriz orgânica dentinária são

representados pelas chamadas proteínas não colágenas (KATCHBURIAN; ARANA, 1999).

O aspecto morfológico da dentina varia conforme a proximidade com a polpa dentária, havendo 20.000 túbulos/mm² na sua porção superficial e 45.000/mm² na parte profunda (GARBEROGLIO; BRÄNNSTRÖM, 1976). Além disso, a área ocupada pelos túbulos na região próxima à polpa é de aproximadamente 22%, apresentando diâmetro de 2.5 µm. Já na junção amelodentinária, estes parâmetros são da ordem de 1% e 0.8 µm (PASHLEY, 1989).

A *smear layer* ou lama dentinária, por sua vez, representa tudo aquilo que é depositado sobre a superfície durante o preparo cavitário, sendo composta por fragmentos resultantes da dentina subjacente (ERICKSON, 1992) - uma mistura de colágeno desnaturado e conteúdo mineral (MARSHALL et al., 1997).

O mecanismo de união à dentina de grande parte dos sistemas adesivos existentes no mercado odontológico atual se baseia na hibridização. Neste processo, as superfícies dentinárias são tratadas com agentes condicionantes ácidos, os quais promovem a remoção da lama dentinária, desmineralização e conseqüente exposição da rede de fibras colágenas. A introdução de substâncias resinosas neste substrato resulta em uma zona de dentina infiltrada por monômeros: a camada híbrida (NAKABAYASHI; KOJIMA; MASUHARA, 1982).

O progresso dos agentes de união tem acarretado um aumento no poder de adesão dente-restauração, notadamente em atribuição a esta camada, descrita por Nakabayashi em 1989, na qual se evidencia um mecanismo de interligação entre resina e rede de colágeno exposto pelo condicionamento ácido da dentina (NAKABAYASHI, 1992).

A formação de uma camada híbrida ideal requer a infiltração dos monômeros resinosos do adesivo em toda a extensão da dentina desmineralizada, com adequada polimerização; de forma a proteger e reforçar a rede de colágeno exposta, resultando em uma estável e impermeável camada adesiva. Entretanto, esta condição é raramente alcançada (CARVALHO et al., 1999).

A rede de fibras colágenas representa um substrato para a adesão extremamente delicado, contribuindo para a sensibilidade da técnica nos procedimentos adesivos (PRATI; CHERSONI; PASHLEY, 1999). Desta forma, os cuidados com o substrato dentinário desmineralizado têm sido um ponto crítico na execução dos procedimentos clínico-restauradores, principalmente no que diz respeito à subjetividade na obtenção de uma dentina úmida, idealmente favorável à adesão. Isto porque a manutenção do estado de hidratação da dentina condicionada faz com que as fibras colágenas permaneçam estendidas, sem contração, permitindo, teoricamente, que adesivos hidrofílicos tenham acesso mais rápido à superfície microporosa do tecido mineralizado subjacente (KANKA III; SANDRIC, 1998).

Em função desse grande conteúdo aquoso, as superfícies condicionadas não devem permanecer muito secas a ponto de permitirem o colapso das fibras colágenas, nem tão pouco muito úmidas, de forma que o excesso de água limite a penetração e o desempenho dos sistemas adesivos (TOLEDANO et al., 2000). Qualquer colapso na matriz colágena, como resultado de secagem em demasia, pode impedir a penetração dos monômeros resinosos em áreas mais profundas, aumentando o risco de falhas adesivas (PIOCH et al., 1999).

A incompleta infiltração do adesivo na dentina desmineralizada pode levar à criação de porosidades e espaços submicrométricos (SANO et al., 1995) com exposição de colágeno sem suporte na interface dente/restauração. Spencer; Swafford

(1999) observaram a existência de fibras colágenas desprotegidas após a hibridização dentinária, as quais puderam ser dissolvidas com o uso de hipoclorito de sódio. Dessa forma, *in vivo*, estas fibras estariam susceptíveis à dissolução por substâncias externas (enzimas bacterianas e ácidos), favorecendo a ocorrência de falhas adesivas pré-maturas (TANAKA; NAKAI, 1993; SPENCER; SWAFFORD, 1999), devido à hidrólise das fibras colágenas (TOLEDANO et al., 2000; YIU et al., 2002) e/ou à degradação do adesivo polimerizado (YIU et al., 2002).

Provavelmente, se a desmineralização do tecido dentinário ocorresse ao mesmo tempo que a inserção dos componentes adesivos esse problema clínico poderia ser solucionado. E esta é a proposta dos sistemas adesivos autocondicionantes, que, ao incorporarem substâncias ácidas a sua composição, promovem condicionamento e infiltração simultâneos dos monômeros resinosos na estrutura dentinária, fazendo com que haja uma interação entre sistema adesivo, *smear layer* e dentina (CARVALHO et al., 1999). Tal mecanismo tem propiciado uma otimização do tempo de trabalho e redução na sensibilidade da técnica adesiva (SOUZA et al., 2004).

Esses sistemas podem ser classificados como *primers* ou adesivos autocondicionantes. A primeira categoria se refere a agentes que necessitam de duas etapas para realização da técnica adesiva: 1 - aplicação de um *primer*, no qual se encontram os componentes ácidos; 2 - inserção do *bond*, constituído por monômeros resinosos. No caso dos adesivos autocondicionantes, a adesão é alcançada pelo uso de um produto único, detentor de monômeros resinosos ácidos em sua composição.

Além da tecnologia autocondicionante, acredita-se que o emprego do hipoclorito de sódio seja uma das possíveis estratégias para a otimização da adesão denti-

nária (PIOCH et al, 2001). Em função da susceptibilidade do substrato dentinário, a remoção do colágeno de superfícies previamente condicionadas, com o uso do NaOCl como agente desproteinizante, tem sido evidenciada como uma forma de minimizar a sensibilidade da técnica da hibridização, sem que a efetividade adesiva seja comprometida.

Soluções à base de hipoclorito de sódio são largamente utilizadas em vários procedimentos odontológicos, tendo por base a sua ação desproteinizante não específica (MARSHAL et al. 2001). Sobre o tecido dentinário, mais especificamente, esta substância é capaz de produzir alterações não apenas estruturais, como em seus constituintes químicos. Neste sentido, a dissolução do conteúdo extremamente orgânico das fibras colágenas, expostas pelo condicionamento ácido, altera o substrato, de modo a transformá-lo em uma superfície rica em mineral, semelhante ao esmalte dentário.

Os trabalhos científicos existentes acerca da influência da remoção das fibras colágenas sobre a adesão dentinária mostram resultados conflitantes, não havendo um consenso quanto as suas repercussões sobre a resistência adesiva, podendo esta aumentar, diminuir ou até mesmo ser mantida.

O teste de resistência à microtração vem ganhando espaço como metodologia para avaliação da força de adesão de materiais restauradores ao substrato dentário. Apesar disso foram poucos os estudos que realizaram este ensaio mecânico para investigação de substratos dentinários submetidos à remoção do colágeno.

Deste modo, é oportuno questionar: a dentina livre de colágeno é um substrato favorável à adesão independente do tipo de sistema adesivo empregado? A análise da união adesiva de superfícies desproteinizadas pode levar ao entendimento sobre o real papel do colágeno no mecanismo de adesão.

2 REVISÃO DA LITERATURA

Esta secção será didaticamente dividida em dois subitens com o propósito de auxiliar no entendimento sobre o tema.

2.1 ASPECTOS ESTRUTURAIS DA DENTINA DESPROTEINIZADA

As mudanças promovidas pelo hipoclorito de sódio sobre a estrutura dentinária vão desde a remoção de seu conteúdo orgânico até alterações minerais (SAKAE; MISHIMA; KOZAWA, 1988). Estes autores observaram que a ação do NaOCl a 10%, durante 30 minutos, sobre membranas compostas por conteúdo dentinário bovino, levou à completa dissolução das fibras colágenas, com a formação de calcita. Através de análises térmicas diferenciais, esta formação mineral pôde ser explicada pela segregação ou decomposição dos cristais dentinários, que, ao se reorganizarem, não tiveram o íon magnésio incorporado a sua estrutura, levando à formação do carbonato de cálcio. Sugeriu-se portanto, que o tratamento da superfície dentinária com hipoclorito propicia a formação de cristais similares aos existentes no esmalte.

A ação do hipoclorito de sódio a 10% por 1 minuto sobre superfícies dentinárias desmineralizadas resultou na dissolução das fibras colágenas expostas. Esta ação, através de observações em MEV, gerou uma superfície com uma morfologia alterada, caracterizada por um alargamento na abertura dos túbulos dentinários e grande irregularidade da dentina peritubular (WAKABAYASHI et al., 1994).

A capacidade proteolítica do hipoclorito de sódio foi constatada por Inaba et al. (1995), através de estudos em MEV, microscopia de varredura confocal a laser e espectroscopia secundária de massa iônica. Superfícies dentinárias previamente desmineralizadas tratadas com NaOCl a 10%, por dois minutos, revelaram as seguintes características: aumento na permeabilidade, devido à remoção dos componentes orgânicos; manutenção da estrutura dentinária subjacente e aumento no diâmetro dos túbulos na região superficial.

Gwinnett et al. (1996) submeteram superfícies dentinárias desmineralizadas, com a rede de fibras colágenas expostas, à ação enzimática da colagenase Tipo II, em uma concentração de 0,1 %, 37° C, por um período de tempo de 6 horas. O resultado deste tratamento, visualizado a partir de imagens em MEV, indicou a formação de superfícies rugosas, irregulares, porosas e livres de fibrilas colágenas sem suporte mineral. Além da característica de alargamento da abertura dos túbulos dentinários, a dissolução das fibras colágenas tornou visíveis suas ramificações laterais adjacentes.

Apesar do hipoclorito de sódio possuir capacidade proteolítica sobre tecidos orgânicos, as alterações promovidas por esta substância na estrutura dentinária estão na dependência do grau de mineralização do substrato, assim como da presença de lama dentinária. Imagens de MEV revelaram que o emprego único do NaOCl a 13% resultou em superfícies dentinárias parcialmente cobertas por *smear layer*, com poucos túbulos visíveis. A realização de um condicionamento ácido e subsequente aplicação do hipoclorito de sódio, por outro lado, propiciou superfícies bastante porosas e rugosas, com visualização não apenas da abertura dos túbulos dentinários,

como de orifícios menores na dentina intertubular - ramificações laterais (INAI et al., 1998).

Segundo análise em MEV realizada por Kanka III; Sandrik (1998), a aplicação de hipoclorito de Sódio a 5,25% por dois minutos propiciou a obtenção de superfícies dentinárias livres de fibras colágenas frouxas, com aparência micromorfológica porosa.

O hipoclorito de sódio, além de remover as fibras colágenas expostas na dentina condicionada, também solubiliza as fibras existentes na matriz mineralizada subjacente, criando porosidades submicrométricas na fase mineral. De acordo com Prati; Chersoni; Pashley (1999), a ação de agentes adesivos sobre estas superfícies resultaria na formação de uma camada híbrida reversa, devido ao fato do adesivo interagir com o conteúdo mineral dentinário, e não com a rede de fibras colágenas, como ocorre nas superfícies apenas desmineralizadas.

A dissolução das fibras colágenas ocorre pelo fato de o NaOCl ser um agente proteolítico não-específico que efetivamente remove componentes orgânicos à temperatura ambiente. Em um estudo morfológico de superfícies dentinárias tratadas por hipoclorito de sódio a 5%, Perdigão et al. (1999) constataram esta propriedade e visualizaram superfícies diferenciadas quando comparadas as apenas condicionadas. As análises em MEV revelaram uma maior quantidade de túbulos visíveis, com abertura mais alargada. Já as imagens em AFM, além de indicarem o maior alargamento tubular, possibilitaram a visualização de um extenso labirinto de canalículos

secundários laterais e anastomoses, as quais se comunicavam com a área intertubular e a região peritubular próxima à superfície.

Porosidade, rugosidade e irregularidade da superfície dentinária intertubular também foram evidenciadas por Sabóia; Rodrigues; Pimenta (2000). Após a aplicação de hipoclorito de sódio a 10% por 1 minuto, as fotomicrografias em MEV puderam demonstrar a remoção total da rede de fibras colágenas, com alargamento da desembocadura dos túbulos dentinários.

De acordo com Pioch et al. (2001), nas superfícies dentinárias submetidas ao condicionamento ácido e aplicação do NaOCl, o diâmetro da abertura dos túbulos foi o dobro do evidenciado em superfícies apenas condicionadas. Estas observações, feitas a partir de imagens em MEV, somam-se ao fato de as superfícies desproteinizadas não apresentarem nenhuma evidência da rede de fibras colágenas, expostas pela desmineralização do tecido dentinário.

A ação dissolutiva do hipoclorito de sódio sobre as fibras colágenas também foi evidenciada por Lai et al. (2001). Entretanto, a partir da análise de imagens em MET, os autores observaram que a atuação desta substância sobre superfícies não condicionadas limita a sua ação proteolítica, resultando em uma desproteíntização incompleta.

As características morfológicas de superfícies dentinárias tratadas com uma solução de NaOCl a 6,25% foram examinadas por Marshal et al. (2001), empregando-se recursos de AFM. As imagens obtidas revelaram que a aplicação única do hi-

hipoclorito de sódio não afetou a estrutura dentinária, uma vez que o conteúdo mineral pode proteger grande parte do teor protéico da dentina. Todavia, a realização do condicionamento ácido prévio à desproteinização propiciou superfícies com grande irregularidade e presença de orifícios, com exposição de uma rede de canais e poros que penetraram mais profundamente na dentina intertubular desproteinizada.

Di Renzo et al. (2001) realizaram um estudo fotoacústico para verificar as modificações químicas produzidas pelo hipoclorito de sódio sobre superfícies dentinárias humanas previamente condicionadas. Os autores observaram que após a aplicação do NaOCl, o colágeno exposto pelo condicionamento é prontamente atacado e dissolvido. Isso faz com que este tecido apresente uma composição química semelhante às superfícies inalteradas. Apesar disso, os autores relataram que a remoção das fibras colágenas promoveu a exposição de radicais carbonila; grupos hidroxila, carbonato e fosfato, o que pode representar um tratamento promissor para sistemas adesivos dependentes destes grupamentos para aderirem quimicamente à dentina.

Ao se utilizarem de imagens de MET, Osório et al. (2002) observaram que interfaces adesivas de superfícies dentinárias submetidas à desproteinização (condicionamento ácido + aplicação do hipoclorito de sódio a 5% por 2 minutos) demonstraram a remoção incompleta das fibras colágenas sem suporte mineral.

Breschi et al. (2003), a partir de imagens em microscopia de varredura de campo, puderam avaliar a ação de diferentes ácidos e do hipoclorito de sódio sobre o colágeno dentinário. Observou-se que o uso do NaOCl a 5% por dois minutos, so-

bre superfícies previamente desmineralizadas com ácido fosfórico 37%, propiciou a obtenção de superfícies dentinárias diferenciadas, com aumento na largura dos orifícios tubulares. No entanto, o tempo de 2 minutos não foi suficiente para que o hipoclorito dissolvesse completamente o colágeno superficial. Tal condição só foi alcançada quando do uso desta substância por 5 minutos.

2.2 REMOÇÃO DAS FIBRAS COLÁGENAS x ADESÃO DENTINÁRIA

As repercussões do emprego de substâncias odontológicas sobre o tecido dentário foram a base para a realização de uma pesquisa, na qual Tanaka; Nakai (1993) verificaram a interferência de diversos agentes capazes de dissolver o colágeno (peróxido de uréia 10% + EDTA 15 %; NaOCl 2,5%; NaOCl 10%; peróxido de hidrogênio; ácido fenossulfônico 70%; ededato dissódico 14,3% + cetrimida 0,84%; hidrogenocarbonato de sódio 9%) sobre a adesão. Para tanto, superfícies dentinárias de dentes bovinos sofreram a ação desses produtos, seguindo-se da realização do protocolo restaurador (Clearfil™ new bond + Clearfil™ F-II / Kuraray Co.) visando comparar a resistência adesiva à tração da dentina tratada e não tratada. Os resultados demonstraram um aumento da resistência adesiva quando do tratamento da dentina com hipoclorito de sódio, principalmente quando este foi precedido pelo emprego do condicionamento ácido. Os autores verificaram que 10% e 60 seg. foram a concentração e o tempo ideais para o emprego desta substância.

Na desproteinização, ocorre a remoção da *smear layer* e desmineralização dentinária com exposição de uma rede de fibras colágenas, as quais são dissolvidas após a aplicação do hipoclorito de sódio, propiciando a obtenção de um substrato

dentinário diferenciado, rico em apatita (WAKABAYASHI et al.,1994). Estes autores, ao avaliarem *in vitro* a resistência à tração do sistema adesivo Panavia EX (Kuraray Co.) empregado em terceiros molares humanos, verificaram que após a remoção das fibras colágenas (H_3PO_4 por 30 s + NaOCl 10 % por 1 minuto), a média de resistência adesiva foi de 9,7 MPa, uma diferença estatisticamente significativa quando comparada aos 6,7 MPa obtidos no procedimento adesivo convencional. Dessa forma, sugeriu-se que a magnitude da resistência adesiva estaria relacionada à quantidade de colágeno existente na interface através de uma relação inversamente proporcional. Além disso, após a realização de 10000 ciclos térmicos (4°C-60°C), a média de adesão dos espécimes tratados com NaOCl apresentou um valor 1,5 vezes maior que a obtida com o condicionamento ácido apenas, o que representaria um aumento da durabilidade na união material restaurador/dente dos corpos de prova desproteinizados.

Com a finalidade de investigar o efeito da dissolução do colágeno após o condicionamento ácido, como uma etapa complementar ao procedimento adesivo, Uno; Finger (1995) utilizaram-se de análises micromorfológicas da superfície dentinária e da interface adesiva, testes de resistência adesiva ao cisalhamento e avaliação do selamento marginal, em dentes humanos, de acordo com o protocolo restaurador do sistema adesivo Gluma™ (Bayer Dental) associado à resina composta Pekkafill™ (Bayer Dental). Os autores observaram uma tendência a valores de resistência adesiva aumentados para as superfícies onde o colágeno foi removido pelo uso do hipoclorito de Sódio a 10% por 1 minuto (controle = 12,7 MPa; NaOCl = 15,4 MPa). Entretanto, o selamento marginal nesses substratos foi adversamente afetado quando comparado às superfícies hibridizadas. Tal fato demonstra a importância da

capacidade de absorção do estresse de polimerização da camada híbrida nos procedimentos restauradores.

A contribuição quantitativa da rede de fibras colágenas na hibridização dentinária foi avaliada por Gwinnett et al. (1996), ao compararem a resistência adesiva de dois agentes de união (All Bond 2/Bisco; Amalgambond/Parkell) aplicados sobre superfícies dentinárias com e sem a rede protéica. A desproteíntização de superfícies previamente condicionadas foi realizada com colagenase tipo II a 0,1%, por 6 horas. Após a realização dos procedimentos restauradores adesivos, os corpos de prova foram submetidos ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento, cujas médias indicaram não haver diferenças estatísticas entre os substratos e adesivos testados. Através de imagens em MEV e MET, nenhuma zona de hibridização foi visualizada nos espécimes tratados com colagenase. Verificou-se, portanto, que a camada dentinária rica em colágeno pareceu não ter exercido nenhum benefício quantitativo sobre a resistência adesiva. Entretanto, segundo os autores, o uso da colagenase mostra-se clinicamente impraticável, sendo a desproteíntização uma etapa desnecessária, desde que os procedimentos adesivos sejam executados corretamente.

Vargas; Cobb; Armstrong (1997) compararam superfícies hibridizadas com substratos dentinários desproteíntizados objetivando verificar a influência da formação da camada híbrida sobre a resistência ao cisalhamento de dois sistemas adesivos convencionais (Scotchbond Multi Purpose/3M Dental Products e All-Bond 2/Bisco). Os ensaios mecânicos indicaram que a remoção das fibras colágenas exerceu influência positiva sobre os resultados de resistência adesiva do All-Bond 2,

não interferindo significativamente sobre a adesão do Scotchbond Multi Purpose (Tabela 1).

Tabela 1 – Médias de resistência adesiva.

	Hibridização	Desproteção
All-Bond 2	14,43 MPa*	17,07 MPa
Scotchbond Multi Purpose	17,37 MPa	16,83 MPa

(*) Valor estatisticamente significativo em relação aos outros grupos estudados. Fonte: Vargas; Cobb; Armstrong, (1997).

Ainda neste estudo, a partir das imagens obtidas por MEV, os autores observaram que as interfaces adesivas desproteção não apresentaram formação de camada híbrida. Além disso, a dissolução do colágeno possibilitou uma melhor penetração do adesivo na dentina, com visualização de um maior número de anastomoses preenchidas por sistema adesivo.

Dentina desprovida de colágeno foi a denominação dada por Inai et al. (1998) à superfície dentinária tratada com hipoclorito de sódio. Estes autores, através de avaliações de resistência ao cisalhamento e análises em MEV, verificaram a influência desta dentina modificada sobre a efetividade de quatro sistemas adesivos convencionais (Prime & Bond 2.1/Dentsply Caulk, One Step/Bisco Inc., Scotchbond MP Plus/3M Dental Products, Single Bond/3M Dental Products) e um primer autocondicionante (TMG-8/Tokuyama Co.). Os resultados dos testes mecânicos indicaram que a remoção das fibras colágenas (condicionamento ácido + NaOCl) foi positiva para os adesivos Prime & Bond 2.1 e TMG-8, negativa para os Scotchbond MP Plus e Single Bond, e não interferiu sobre os valores de resistência adesiva do One Step. A partir da análise morfológica das interfaces adesivas, inúmeros *tags* resinosos e ramificações laterais foram observadas nos espécimes tratados com NaOCl. A maior penetrabilidade de sistemas adesivos à base de acetona, assim com uma possível

interação química com a dentina desprovida de colágeno foram as justificativas para os melhores resultados alcançados pelo Prime & Bond 2.1 e TMG-8.

As fibras colágenas na interface adesiva e a umidade dentinária foram os aspectos estudados por Kanka III; Sandrik (1998) com o intuito de esclarecer o mecanismo de ação do sistema adesivo One Step/Bisco, sob o ponto de vista da resistência adesiva ao cisalhamento. Verificou-se que as superfícies desproteinizadas com NaOCl a 5,25% mostraram força adesiva estatisticamente semelhante às superfícies onde a camada desmineralizada rica em fibras colágenas foi mantida. De uma forma geral as superfícies úmidas propiciaram resultados de resistência adesiva significativamente maiores que as secas. Desse modo, os autores concluíram que o mecanismo de adesão independe do grau de proteinização da superfície dentinária, caracterizando-se como um evento no qual a hidratação exerce papel fundamental na interdifusão do adesivo na estrutura dentinária.

Em 1998, Sabóia e Pimenta avaliaram o efeito da remoção do colágeno sobre a adesão à dentina, através do teste de cisalhamento de corpos de prova restaurados com resina composta Z-100 e sistemas adesivos à base de acetona (Prime & Bond 2.1®/Dentsply Caulk) e água (Single Bond™/3M). A dissolução do colágeno aumentou significativamente a resistência adesiva do adesivo à base de acetona (controle = 17,59 MPa; NaOCl = 21,83 MPa). Para o agente de união à base de água, por outro lado, houve uma redução nas médias adesivas de 15,85 MPa (Controle) para 15,32 MPa (NaOCl).

A efetividade dos sistemas adesivos autocondicionantes Liner Bond 2/Kuraray e KB 1300/Kuraray frente à eliminação das fibras colágenas não foi afetada, de acordo com pesquisa realizada por Chersoni et al. (1998). Ao compararem o protocolo adesivo recomendado pelos fabricantes com o pré-tratamento dentinário desproteinizante - condicionamento ácido, seguido da aplicação de um gel de NaOCl 10% (AD Gel/Kuraray) - verificaram-se valores de resistência adesiva estatisticamente semelhantes (Gráfico 1).

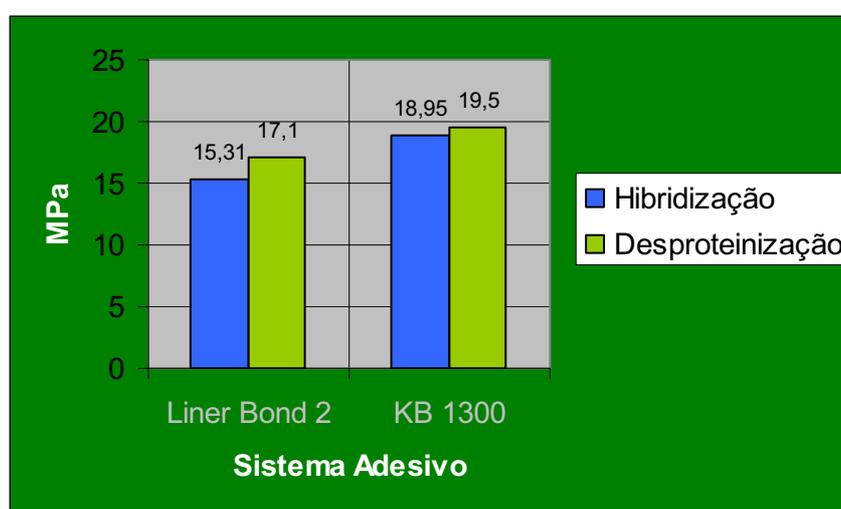


Gráfico 1 - Médias de resistência adesiva. Fonte: Chersoni et al. (1998).

Ainda nesse estudo, a partir de imagens em MEV, observou-se ausência de camada híbrida nos espécimes submetidos à ação do hipoclorito, o que não pôde ser evidenciado para o protocolo adesivo convencional, o qual demonstrou interfaces adesivas hibridizadas, com 1-3 μm de espessura. Desta forma, os autores chegaram à seguinte conclusão: a formação da camada híbrida não se mostrou necessária para a obtenção de altos valores de resistência adesiva.

Pioch et al. (1999) testaram a capacidade adesiva de três sistemas adesivos convencionais (Syntac/Ivoclar Vivadent; Gluma CPS/Bayer dental; Prime & Bond

2.1/Dentsply De Trey), quando aplicados sobre superfícies dentinárias desmineralizadas e submetidas à ação do hipoclorito de sódio a 10%. Os testes de resistência adesiva à tração demonstraram que a remoção da rede de fibras colágenas propiciou valores significativamente inferiores para os agentes adesivos Syntac (controle = 3,89 MPa; NaOCl = 1,78 MPa) e Gluma CPS (controle = 6,57 MPa; NaOCl = 2,57 MPa), enquanto o Prime & Bond 2.1 exibiu valores superiores de força adesiva (controle = 4,06 MPa; NaOCl = 7,35 MPa), provavelmente em função da sua maior capacidade de penetração na dentina. Além disso, através de análises microscópicas das interfaces adesivas desproteinizadas, os autores puderam observar ausência da camada híbrida, na maioria dos casos, assim como presença de *tags* resinosos mais largos e com partículas de carga. Dessa forma, a infiltração do sistema adesivo na dentina parcialmente desmineralizada, nos túbulos dentinários e suas ramificações foram os fatores responsáveis pela adesão nas condições testadas.

Prati; Chersoni; Pashley (1999) verificaram os efeitos da remoção das fibras colágenas sobre a adesão dentinária dos sistemas adesivos Scotchbond MP™ (3M/ESPE), Single Bond™ (3M/ESPE), Optibond™ FL (Kerr) e Prime & Bond® 2.0 (Dentsply Caulk), empregando-se o hipoclorito de sódio a 1,5% por 2 minutos, associado ao condicionamento ácido prévio. Através de ensaios mecânicos de resistência adesiva ao cisalhamento, verificou-se que a dissolução do colágeno dentinário propiciou valores significativamente menores para os dois primeiros sistemas adesivos, aumento significativo para o Optibond e alteração não significativa para o Prime & Bond® 2.0. Concluiu-se que, de uma forma geral, o colágeno não foi necessário para a obtenção de valores efetivos de resistência adesiva. A formação de *tags* resi-

nosos mais largos, e em alguns casos com partículas de carga, pode ter sido a razão para a otimização da força adesiva.

Com a hipótese de que um gel de hipoclorito de sódio a 10% não influenciaria a adesão dentinária, Perdigão et al. (2000) conduziram um estudo laboratorial em dentes bovinos e humanos, com o objetivo de verificar grau de interferência do produto sobre a resistência adesiva e analisar a interface de união através de MET. Os resultados dos testes de resistência adesiva ao cisalhamento rejeitaram a hipótese, revelando uma diminuição nos valores de força adesiva à medida que o tempo de aplicação do gel de NaOCl foi aumentando de 15 para 60 seg., tanto para o Single Bond™ (3M/ESPE) quanto para o Prime & Bond® NT (Dentsply Caulk). As imagens de microscopia demonstraram um aumento na profundidade de penetração dos sistemas adesivos na estrutura dentinária desproteinizada. Os autores concluíram que a diminuição da resistência adesiva pôde ser consequência de: dissolução parcial do colágeno intertubular, desestabilização da molécula de colágeno, contração volumétrica da dentina tratada com NaOCl e/ou alterações na cristalização da apatita dentinária frente ao tratamento desproteinizante.

Phrukkanon et al. (2000) avaliaram a influência de superfícies dentinárias tratadas com hipoclorito de sódio a 12,5% ou a colagenase Tipo I, após o condicionamento ácido, sobre a resistência adesiva à tração dos sistemas adesivos Single Bond (3M Dental Products) e One Coat Bond (Coltène). A aplicação do hipoclorito e da colagenase sobre a dentina, por 1 minuto e 3 horas respectivamente, resultou em valores significativamente superiores quando comparados ao protocolo adesivo convencional (Tabela 2).

Tabela 2 – Médias de resistência adesiva à tração.

Tratamento	Single Bond	One Coat Bond
Controle	15,9 MPa	16,3 MPa
1 min NaOCl	20,4 MPa	21,2 MPa
3 h Colagenase	23,0 MPa	20,0 MPa

Fonte: Phrukkanon et al. (2000).

Desta forma, os autores observaram que o processo adesivo não dependeu apenas das fibras colágenas, mas também da rugosidade superficial, da penetração do sistema adesivo na dentina tratada, da projeção dos cristais de hidroxiapatita na matriz colágena e de uma possível interação química na interface dentina-resina.

A resistência adesiva ao cisalhamento foi o parâmetro escolhido por Sabóia; Rodrigues; Pimenta (2000) para avaliar o efeito da remoção do colágeno em dois sistemas adesivos, um à base de acetona (Prime & Bond 2.1 / Dentsply Ltda. – GA) e outro à base de água e álcool (Single Bond / 3M Dental Products - GB). O protocolo adesivo convencional propiciou a obtenção das seguintes médias de resistência adesiva: 15,02 MPa – GA e 15,99 MPa - GB. A dissolução das fibras colágenas aumentou a média adesiva do Prime & Bond 2.1 para 21,84 MPa, principalmente pelo fato de o Prime & Bond 2.1 possuir grande difusibilidade na estrutura dentinária. Já o Single Bond teve os valores de resistência adesiva reduzidos para 13,82 MPa. Os autores atribuíram estes resultados à lenta difusão do Single Bond na dentina. Imagens em MEV indicaram que nenhuma camada híbrida foi identificada na interface dentina/restauração após a remoção das fibras colágenas. Apesar disso, os túbulos dentinários e suas ramificações laterais mostraram-se completamente preenchidos por adesivo.

Frankenberger et al. (2000) se propuseram a avaliar o comportamento da adesão dentinária frente a substratos dentinários submetidos ou não a um pré-tratamento com hipoclorito de sódio. Para tanto, utilizaram-se de análises de resistência adesiva por pressão associadas a avaliações da adaptação marginal em corpos de prova restaurados com cinco sistemas adesivos convencionais diferentes - Scotchbond Multi-Purpose Plus / 3M Dental Products (GA), ESPE Bonding System / ESPE (GB), Solid Bond / Kulzer (GC), Prime & Bond 2.1 / De Trey (GD), Syntac Sprint / Vivadent (GE). As médias adesivas obtidas após os ensaios mecânicos encontram-se sumarizados na Tabela 3.

Tabela 3 – Médias de resistência adesiva em MPa*.

	GA	GB	GC	GD	GE
Controle	31,2 a	30,6 a	27,6 b	26,1 b	21,8 c
NaOCl	23,7 c	23,9 c	22,7 c	21,8 c	16,1 d

(*) Letras iguais indicam similaridade estatística. Fonte: Frankenberger et al. (2000).

Verificou-se que o tratamento adicional com NaOCl a 10% por 1 minuto, após o condicionamento ácido da superfície dentinária, não exerceu influência positiva sobre a adesão dos agentes estudados, não só para a avaliação da resistência adesiva como também para a adaptação marginal. Os autores afirmaram que a ausência da camada híbrida nos espécimes submetidos à dissolução das fibras colágenas foi o fator responsável pelos resultados encontrados. Esta camada, portanto, exerceria papel importante na absorção do estresse sobre a linha de união dente/restauração.

Morris et al. (2001) analisaram a influência de uma solução de hipoclorito de sódio a 5% sobre a resistência adesiva à tração do cimento resinoso C&A Metabond™ (Parkell), em superfícies dentinárias radiculares. A irrigação com NaOCl, seguida da realização do protocolo adesivo, resultou uma força adesiva média de 7,7

MPa, que se mostrou significativamente inferior à apresentada pelo grupo controle (23,6 MPa), no qual a substância irrigante foi o soro fisiológico. Ao empregar agentes redutores (ascorbato de sódio 10% ou ácido ascórbico 10%) após a aplicação da solução de NaOCl, os níveis de resistência adesiva tornaram-se compatíveis, ou até mesmo superiores aos obtidos nas superfícies não tratadas pelo hipoclorito. Os autores concluíram que o NaOCl possui uma ação oxidante sobre algum componente da matriz dentinária, tornando crítica a iniciação da polimerização do cimento resinoso, o que resultou em níveis baixos de resistência adesiva. Por outro lado, a reversão desse processo pode ser alcançada pela aplicação de agentes redutores sobre as superfícies oxidadas.

A presença do hipoclorito residual e sua interferência na polimerização do agente adesivo pela geração de oxigênio, após a realização do tratamento endodôntico, foi o ponto discutido por Ishizuka et al. (2001) em uma pesquisa laboratorial com dentes bovinos. Ao submeterem as superfícies radiculares à ação do hipoclorito de sódio, com subsequente emprego do protocolo adesivo, verificou-se um decréscimo na resistência adesiva ao cisalhamento por pressão do primer autocondicionante (Clearfil™ Mega Bond/Kuraray Co.), enquanto o sistema adesivo convencional (Single Bond™/3MESPE) não demonstrou diferenças significativas em relação a superfícies não tratadas com a substância irrigadora. Os autores justificaram este comportamento devido ao fato de o primer autocondicionante não remover totalmente as fibras colágenas degeneradas e o NaOCl residual, capazes de comprometer a efetividade da adesão.

O comprometimento da união em superfícies dentinárias oxidadas pela ação do hipoclorito de sódio foi um dos aspectos estudados por Lai et al. (2001), a partir de testes de resistência adesiva à micro-tração com os sistemas adesivos Single Bond (3M ESPE) e Excite (Vivadent). Variando-se a forma de tratamento dentinário (remoção ou não das fibras colágenas – NaOCl 10%, 1 minuto), a seqüência da desproteinização (antes e após o condicionamento ácido) e a aplicação de um agente redutor (ascorbato de sódio), os autores chegaram aos seguintes resultados (Tabela 4):

Tabela 4 - Médias de resistência adesiva à microtração*.

Seqüência de Tratamento	Protocolo de Tratamento	Single Bond (MPa)	Excite (MPa)
Após o Condicionamento			
	Água destilada	46,5 ¹	48,3 ^{1,2}
	Ascorbato de Sódio	31,9 ²	36,4 ^{2,3}
	NaOCl	38,6 ²	58,1 ¹
	NaOCl + Ascorbato de Sódio	45,8 ¹	51,0 ¹
Antes do Condicionamento			
	NaOCl	35,0 ²	47,8 ^{1,2}
	NaOCl + Ascorbato de Sódio	50,2 ¹	46,6 ^{1,2}

(*) Números iguais indicam similaridade estatística. Fonte: Lai et al. (2001).

Os resultados negativos apresentados pelo Single Bond, após a remoção das fibras colágenas, podem estar relacionados à presença de radicais livres residuais do hipoclorito de sódio na dentina. Estes podem ter competido com os radicais livres de vinil gerados durante a fotoativação do adesivo, resultando em uma polimerização incompleta devido a um término pré-maturo da cadeia de polimérica. Todavia, a aplicação do ascorbato de sódio restaurou o potencial *redox* da superfície dentinária, atuando positivamente sobre a adesão comprometida pelo NaOCl.

A sensibilidade técnica inerente a diferentes sistemas adesivos (Clearfil Liner Bond 2v / Kuraray Co.; Excite / Ivoclar-Vivadent; Optibond FL / Kerr Co.; Optibond Solo Plus / Kerr Co.; PQ-1 / Ultradent Products; Prime & Bond NT / Dentsply De Trey; Scotchbond 1 / 3M Co. e A0 / Experimental) foi estudada por Munksgaard (2002), comparando os valores de resistência adesiva ao cisalhamento nas condições de dentina normal ou seca, submetidas ao protocolo adesivo convencional ou à remoção das fibras colágenas. O autor verificou que, independentemente do grau de umidade dentinária, a desproteinização proporcionou a obtenção de valores maiores de resistência adesiva, ou, no mínimo, estatisticamente semelhantes aos da dentina normal.

Para a avaliação do efeito do hipoclorito de sódio sobre a adesão dentinária de um sistema adesivo contendo ácido polialquenoico (Single Bond/3M), Osório et al. (2002) se utilizaram de testes de resistência adesiva ao cisalhamento e medidas de ângulo de contato. Apesar de um menor ângulo de contato ter sido observado na dentina desproteinizada (condicionamento ácido + NaOCl 5% por 2 minutos), a mensuração da força adesiva nessa condição resultou em uma média de resistência adesiva significativamente menor (15,7 MPa) que a obtida com o substrato apenas condicionado (22,5 MPa). Os autores verificaram que estes resultados podem estar relacionados à composição do sistema adesivo testado, mais especificamente ao ácido polialquenoico. Esta molécula apresenta grande peso molecular, o que, provavelmente, dificultou a difusão do adesivo na dentina mineralizada – substrato obtido após o uso no NaOCl.

Toledano et al. (2002) verificaram a influência da ação desproteinizante do NaOCl sobre a resistência adesiva ao cisalhamento do sistema adesivo Prime & Bond 2.1 (Dentsply / De Trey), em função da profundidade da dentina humana. A realização do condicionamento ácido, seguido do uso do hipoclorito de sódio a 5%, por dois minutos, revelou resultados estatisticamente semelhantes em dentina superficial (7,44 MPa), quando comparados ao protocolo adesivo convencional (9,44 MPa). No substrato dentinário profundo, por outro lado, a remoção das fibras colágenas promoveu em aumento significativo nos valores de resistência adesiva, que foram de 6,18 MPa para as superfícies desmineralizadas e 8,53 MPa para as desproteinizadas. Segundo os autores, a maior porosidade evidenciada na dentina profunda após a aplicação do NaOCl pode ter sido um dos motivos para os resultados obtidos.

A remoção do colágeno pelo NaOCl proporciona uma modificação favorável na composição da dentina, de modo que a camada híbrida pode não representar um fator imprescindível para obtenção de adequada adesão. Esta foi a hipótese testada por Elias et al. (2002), ao avaliar a influência da aplicação de uma solução de NaOCl 10% sobre a resistência ao cisalhamento de três sistemas adesivos à base de acetona - Bond One/Jeneric Pentron (GA), One Step Plus/Bisco (GB), Prime & Bond 2.1/Dentsply (GC) – em superfícies dentinárias bovinas. Após os ensaios mecânicos, as seguintes médias de adesão foram obtidas: GA – H_3PO_4 = 13,25 MPa, H_3PO_4 + NaOCl = 16,34 MPa; GB - H_3PO_4 = 13,18 MPa, H_3PO_4 + NaOCl = 14,45 MPa; GC - H_3PO_4 = 9,63 MPa, H_3PO_4 + NaOCl = 16,09 MPa. Os resultados confirmaram a hipótese do estudo, demonstrando que a desproteinação, quando comparada ao protocolo adesivo convencional, propiciou um aumento na resistência de união para todos

os adesivos testados, embora esta melhoria tenha sido estatisticamente significativa apenas para o adesivo Prime & Bond 2.1.

Tendo como base o fato de o hipoclorito de sódio remover as fibras colágenas dentinárias desmineralizadas, Soeiro et al. (2002) realizaram uma investigação laboratorial com o objetivo de verificar se o NaOCl a 10% na forma de gel ou solução atuam diferentemente sobre a resistência ao cisalhamento de três sistemas adesivos à base de acetona (Bond One/Jeneric Pentron, One Step Plus/Bisco, Prime & Bond 2.1/Dentsply). Após análise estatística das médias adesivas obtidas, concluiu-se que o uso da solução de NaOCl interferiu positivamente sobre a resistência de união dos sistemas adesivos testados, enquanto a forma de apresentação em gel não exerceu nenhuma influência significativa sobre a adesão.

Arias et al. (2002) avaliaram a resistência de união do sistema adesivo Gluma Confort (Heraeus Kulzer) à dentina bovina desproteínizada, empregando-se soluções de hipoclorito de sódio em diferentes concentrações (1, 5 e 10%) e tempos de aplicação (15, 30 e 60 seg.). Após realização dos tratamentos dentinários e execução do procedimento restaurador, corpos de prova em formato de ampulheta, com área de adesão média de $0,7 \text{ mm}^2$, foram confeccionados, sendo submetidos a ensaio mecânico de micro-tração a uma velocidade de $0,5 \text{ mm/min}$. As médias de resistência adesiva obtidas sofreram tratamento estatístico, o qual demonstrou não haver diferença significativa entre o protocolo adesivo convencional e a remoção das fibras colágenas. Além disso, a aplicação do NaOCl combinando diferentes concentrações e tempos de aplicação propiciou valores de resistência adesiva estatisticamente semelhantes.

Sistemas adesivos à base de água – Single Bond/3M (GA) e Optibond Solo/Kerr (GB) - foram empregados em uma pesquisa conduzida por Saboia et al. (2002), visando verificar o efeito da remoção do colágeno sobre a resistência ao cisalhamento, em dentes bovinos. As médias de força adesiva obtidas com a realização do protocolo adesivo convencional (GA = 4,81 MPa; GB = 6,8 MPa) se mostraram estatisticamente semelhantes às obtidas pela aplicação do condicionamento ácido seguido do emprego do NaOCl 10% (GA = 4,62 MPa; GB = 7,33 MPa). Concluiu-se, portanto, que a dissolução do colágeno dentinário não influenciou a resistência adesiva dos agentes de união testados.

A resistência adesiva foi o parâmetro utilizado por Yiu et al. (2002) para avaliar a ação do hipoclorito de sódio sobre a performance adesiva de dois agentes de união de frasco único (One-Step™/Bisco; Gluma™ Confort Bond + Dessensitizer™/Heraeus Kulzer). Além do tratamento com NaOCl 5% sobre as superfícies dentinárias condicionadas, os autores também estudaram a aplicação do ascorbato de sódio como uma etapa posterior à desproteinização. Os ensaios mecânicos de resistência à microtração, empregando-se corpos de prova com área adesiva de 0,8 mm², a uma velocidade de 1mm/min, indicaram uma redução na resistência adesiva após o uso do NaOCl. Para os espécimes submetidos ao tratamento adicional com ascorbato de sódio, entretanto, foram observados valores semelhantes aos obtidos quando do uso do protocolo adesivo convencional (Gráfico 2).

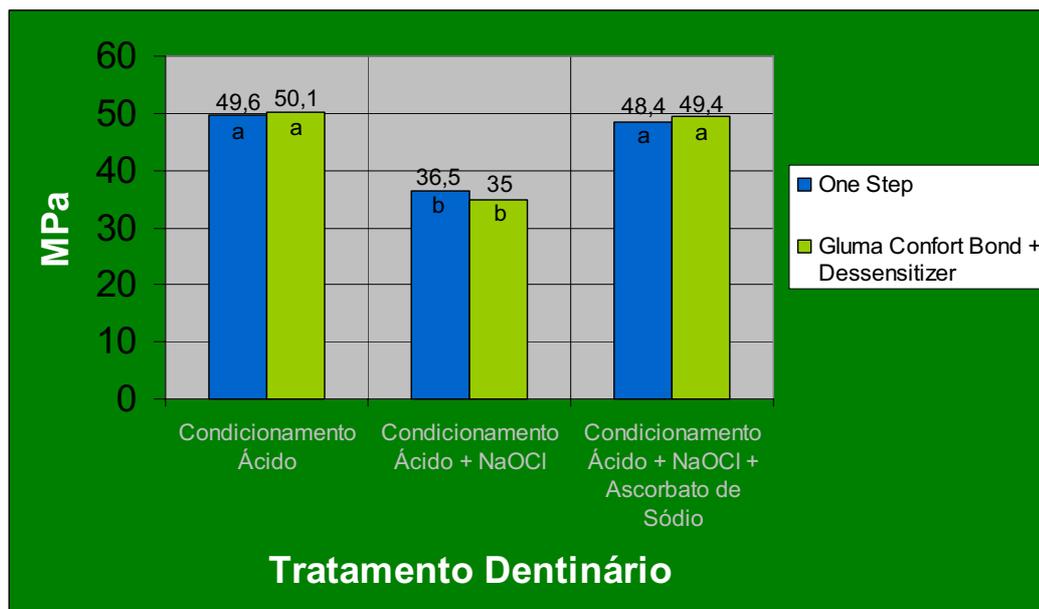


Gráfico 2 - Médias de resistência adesiva à micro-tração. Letras iguais indicam similaridade estatística. Fonte: Yiu et al. (2002).

Segundo os autores, o hipoclorito de sódio residual pode ter ocasionado uma incompleta polimerização na interface adesiva, que foi neutralizada pelo uso do ascorbato de sódio como agente oxi-redutor.

Varela et al. (2003) testaram a resistência adesiva à tração, *in vitro*, de pinos endodônticos, utilizando os cimentos Panavia 21 EX (Kuraray Co) ou Dual Cement (Vivadent), sob os seguintes protocolos de cimentação: remoção ou não das fibras colágenas; associada ou não à aplicação de um agente de união (ED Primer/ Kuraray Co). A análise de variância dos resultados obtidos revelou que a dissolução das fibras colágenas (NaOCl a 10%, por 1 minuto) e subsequente aplicação do ED Primer implicou na melhoria da resistência adesiva, independentemente do cimento adesivo utilizado. Provavelmente, o efeito condicionante dos monômeros ácidos presentes no ED Primer (pH = 3), os quais contêm HEMA e MDP em sua composição, tenha propiciado o aumento na força de união. Além disso, a eliminação da camada de

colágeno resultou em uma dentina inalterada, substrato ideal para a ação de adesivos com ação autocondicionante.

O hipoclorito de sódio a 10%, aplicado por um minuto sobre superfícies dentinárias desmineralizadas superficiais e profundas, foi empregado por Uceda-Gomez et al. (2003) em um estudo laboratorial para avaliar o efeito da remoção do colágeno sobre a resistência adesiva à microtração do sistema adesivo One Step/Bisco. Foram utilizados três tipos de superfície dentinária: superficial; profunda, obtida por um acesso oclusal; profunda, obtida por um acesso apical. Após a confecção dos corpos de prova em forma de palito, com área adesiva de 0,8 mm², procederam-se os ensaios mecânicos de micro-tração a uma velocidade de 0,6 mm/minuto. A análise estatística das médias de resistência adesiva obtidas (Tabela 5) indicou valores significativamente menores para os grupos submetidos ao tratamento com hipoclorito de sódio, independentemente da profundidade dentinária.

Tabela 5 – Médias de resistência adesiva à microtração (One Step).

	Hibridização	Desproteínização
Dentina Superficial	35,44 MPa	28,82 MPa
Dentina Profunda Oclusal	26,48 MPa	24,27 MPa
Dentina Profunda Apical	26,13 MPa	23,52 MPa

Fonte: Uceda-Gomez et al. (2003)

Os autores atribuíram os resultados a uma possível dissolução parcial do colágeno, ou à ocorrência de inibição da polimerização do adesivo em decorrência da liberação de oxigênio pelas moléculas de hipoclorito de sódio. Ao se considerar a profundidade dentinária, a força adesiva se mostrou maior para os procedimentos realizados em dentina superficial, provavelmente pelo fato de ser um substrato com maior

percentual de dentina intertubular, mais favorável para o embricamento mecânico do adesivo.

Bezzon et al. (2003) avaliaram a resistência de união dos adesivos Gluma Confort Bond (Heraeus-Kulzer) e Bond One (Pentron) à dentina, quando submetida ao pré-tratamento com NaOCl em três concentrações (1, 5 e 10%) e tempos de aplicação (15, 30 e 60 seg.). Para tanto, foram utilizadas superfícies dentinárias de dentes bovinos, as quais; após terem sido submetidas ao tratamento restaurador convencional ou à desproteinização nos diferentes tempos e concentrações, foram preparadas de forma a obter corpos de prova com formato de ampulheta e áreas adesivas variando entre 0,7 e 1 mm². Os resultados de resistência adesiva obtidos com os ensaios mecânicos de microtração, realizados a uma velocidade de 0,5 mm/min, demonstraram não haver diferença estatisticamente significativa entre os diferentes adesivos e concentrações de NaOCl, quando comparados ao protocolo clínico recomendado pelos fabricantes. Entretanto, à medida que o tempo de aplicação do NaOCl aumentou, os valores decresceram significativamente. Desta forma, a utilização do hipoclorito de sódio em diversas concentrações não melhorou os valores de força adesiva, todavia, o aumento no tempo de ação desta substância interferiu negativamente sobre a resistência de união.

A efetividade da união a longo prazo de dois sistemas adesivos (Single Bond/3M ESPE; Bond One/Pentron) em dentina desprovida de colágeno foi avaliada por Soeiro et al. (2003), em uma pesquisa laboratorial empregando-se superfícies dentinárias bovinas com substrato para adesão. Foram realizados ensaios mecânicos de resistência ao cisalhamento com 24 horas, 6 e 12 meses após a execução

dos tratamentos dentinários e respectivos procedimentos restauradores. De acordo com os resultados obtidos, ambos os sistemas adesivos, quando aplicados segundo as recomendações do fabricante, apresentaram resistência de união similar independente do tempo de estocagem. A desproteíntização (H_3PO_4 35% + NaOCl 10%) não interferiu na resistência adesiva do sistema adesivo Bond One, após 24 horas e 6 meses de estocagem. Após 1 ano, no entanto, foram observados valores estatisticamente inferiores. Para o SB, independentemente do tempo de estocagem, o tratamento com hipoclorito de sódio atuou negativamente sobre a força de adesão.

Até que ponto a presença de camada híbrida pode exercer influência sobre a resistência adesiva ao longo do tempo? Castello et al. (2003) tentaram responder a este questionamento, ao realizarem uma pesquisa laboratorial com o objetivo de avaliar a influência da desproteíntização dentinária sobre a resistência à microtração de dois sistemas adesivos (Prime & Bond 2.1/Dentsply e Prime & Bond NT/Dentsply). Os protocolos adesivo-restauradores foram realizados sobre superfícies dentinárias planas, obtidas a partir de terceiros molares humanos extraídos, variando-se a forma de tratamento: manutenção ou remoção das fibras colágenas (condicionamento ácido + NaOCl 10% por 1 minuto). Os corpos de prova foram armazenados em água destilada, sendo submetidos aos ensaios mecânicos de microtração nos intervalos de tempo de 24 horas e 1 ano. As médias de força de união demonstraram que o Prime & Bond 2.1 não foi influenciado pela remoção do colágeno. Contudo, para o protocolo adesivo convencional, seus valores decresceram significativamente após um ano de armazenamento em água. Já para o Prime & Bond NT, tanto a dissolução do colágeno quanto o armazenamento por 1 ano causaram uma redução significativa na resistência adesiva.

Em estudo *in vitro* realizado por Pucci et al. (2004), avaliou-se, comparativamente, a resistência adesiva de dois agentes de união (SB e SBMUP) em superfícies dentinárias com e sem colágeno. A remoção do conteúdo protéico foi realizada através do emprego de hipoclorito de sódio a 10% por 1 minuto. Os testes de resistência adesiva ao cisalhamento revelaram uma diminuição nos valores de força de união após a remoção das fibras colágenas (Tabela 6).

Tabela 6 – Médias de resistência adesiva.

	SB	SBMUP
Controle	20,960 MPa*	17,218 MPa
NaOCl	17,825 MPa	14,169 MPa*

Os valores com asterisco são estatisticamente diferentes entre si. Fonte: Pucci et al. (2004).

Todavia, tais resultados não se mostraram estatisticamente significantes ao se considerar cada sistema adesivo. Segundo os autores, estudos longitudinais se fazem necessários para uma avaliação efetiva dessa técnica.

Coelho et al. (2004) avaliaram a interferência do tipo de sistema adesivo (convencional ou autocondicionante) e do tratamento dentinário (remoção ou não das fibras colágenas) sobre a adesão dentinária. Os adesivos estudados foram o SB e o SE, os quais foram aplicados sobre superfícies dentinárias bovinas planas, submetidas, ou não, ao emprego de NaOCl a 10% por 1 minuto para promover a dissolução das fibras colágenas expostas pelo condicionamento ácido. Após a confecção dos cilindros de dentina sobre as superfícies tratadas, os espécimes foram armazenados por 24 h a 37° C, sendo, após esse período, submetidos à força de cisalhamento em máquina de ensaios universais, a uma velocidade de 0,5 mm/min. A analisar os valo-

res obtidos nos espécimes apenas condicionados, verificou-se uma resistência adesiva mais efetiva para o SE em comparação ao SB. Além disso, o tratamento da dentina com NaOCl aumentou significativamente os valores de resistência ao cisalhamento para o sistema adesivo autocondicionante.

3 PROPOSIÇÃO

Verificar a influência da remoção do colágeno sobre a adesão dentinária de sistemas adesivos convencionais e autocondicionantes através de avaliações da resistência adesiva à microtração e da análise morfológica das interfaces adesivas em microscopia eletrônica de varredura.

4 MATERIAL E MÉTODO

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 CONSIDERAÇÕES ÉTICAS

Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da UFPE, sob o protocolo n ° 1182003-CEP/CCS (Anexo).

4.2 LOCALIZAÇÃO DO ESTUDO

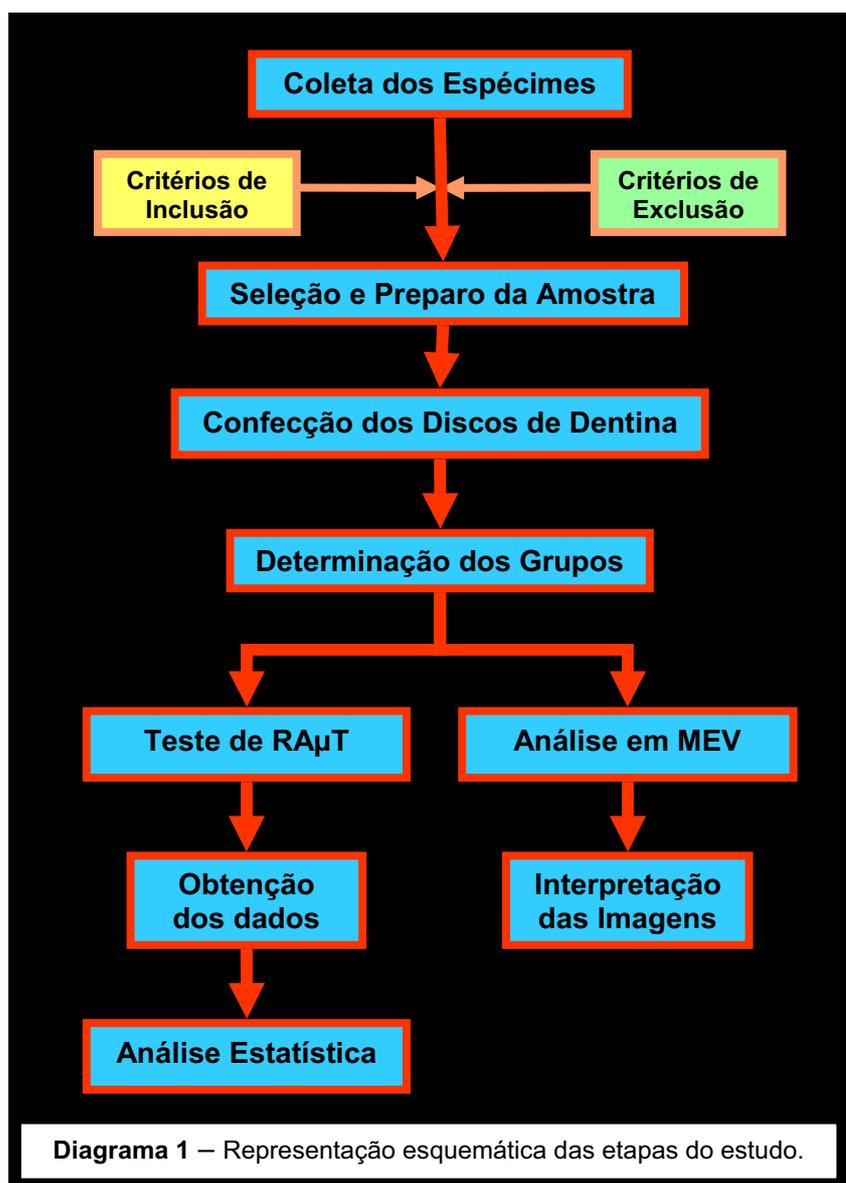
As fases experimentais deste estudo foram desenvolvidas com o suporte dos setores listados no Quadro 1.

Setores	Fase Experimental
Banco de Dentes do Departamento de Prótese e Cirurgia Buço Facial da UFPE	Coletas dos espécimes e seleção da amostra.
Laboratório de Dentística, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto - Universidade de São Paulo (FORP-USP).	Confecção dos discos de dentina. Confecção dos corpos-de-prova para os ensaios mecânicos
Laboratório Integrado de Pesquisa de Biocompatibilidade de Materiais, Departamento de Materiais Dentários e Prótese, FORP-USP.	Testes de resistência à microtração (RA μ T)
Laboratório Integrado de Pesquisa do Departamento de Prótese e Cirurgia Buço Facial da UFPE	Preparo dos corpos-de-prova para a análise das interfaces adesivas
Laboratório de Microscopia do Departamento de Física da UFPE.	Metalização dos corpos-de-prova e Leitura em MEV

Quadro 1 – Setores envolvidos com o experimento e respectivas atividades executadas em cada um.

4.3 DELINEAMENTO DO ESTUDO

Este trabalho caracteriza-se como um estudo experimental, cujas unidades foram compostas por terceiros molares humanos, sendo as suas variáveis constituídas pela resistência adesiva à microtração e pela morfologia das interfaces adesivas em relação ao tratamento dentinário. As unidades experimentais foram designadas para cada tratamento aleatoriamente. O Diagrama 1 representa graficamente o caminho a ser percorrido desde a coleta dos espécimes até a análise dos resultados.



4.4 COLETA, SELEÇÃO E PREPARO DOS ESPÉCIMES.

Foram selecionados 93 terceiros molares humanos (72 para os testes de microtração e 21 para as avaliações microscópicas), coletados a partir do Banco de Dentes do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da UFPE. Os espécimes foram selecionados de acordo com os critérios de inclusão/exclusão descritos no quadro 2.

Critérios de Inclusão	Critérios de Exclusão
Terceiro Molar Permanente; Integridade Dental; Mais de 2/3 da porção radicular formada.	Lesões Cariosas; Facetas de desgaste; Trincas de Esmalte; Restaurações; Lesões Cervicais não cariosas; Lesões de Desenvolvimento.

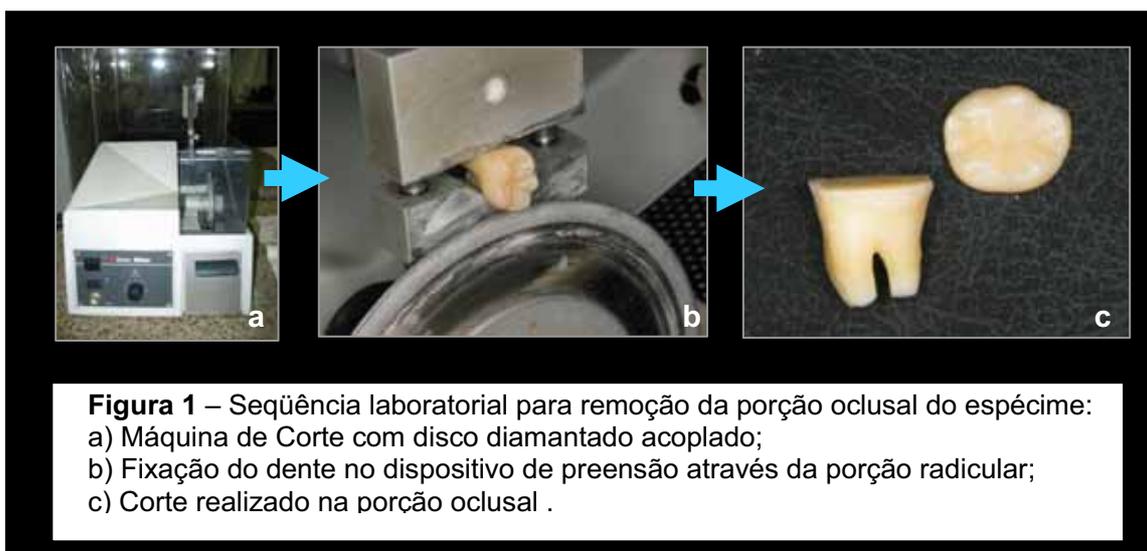
Quadro 2 – Critérios de inclusão/exclusão empregado para seleção dos espécimes

Os espécimes foram limpos com curetas periodontais e escovas de Robinson (SSWhite) acopladas a micromotor, associadas a uma pasta de pedra pomes/água e, até o momento de sua utilização, foram armazenados em solução de cloreto de sódio 0,9%, à temperatura ambiente, a qual era trocada semanalmente, por um período máximo de 06 meses. Os dentes foram manuseados, durante todas as fases laboratoriais, com o emprego de equipamentos de proteção individual (gorro, luvas, máscara, óculos de proteção e jaleco), dentro dos padrões de biossegurança, conforme preconizam Nassif et al. (2003).

4.5 CONFECÇÃO DOS DISCOS DE DENTINA

O preparo dos espécimes, tanto para os testes de microtração como para as análises em MEV, exigiu a obtenção de superfícies planas dentinárias, conseguidas através da confecção de discos de dentina.

Inicialmente, com auxílio de disco flexível diamantado de 0,3 mm de espessura (Buehler, Illinois, EUA) acoplado em máquina de corte (Minitom-Struers, Copenhague, Dinamarca), os 93 dentes, individualmente, foram fixados no dispositivo de prensão pela porção radicular e a superfície oclusal foi removida (Figura 1).



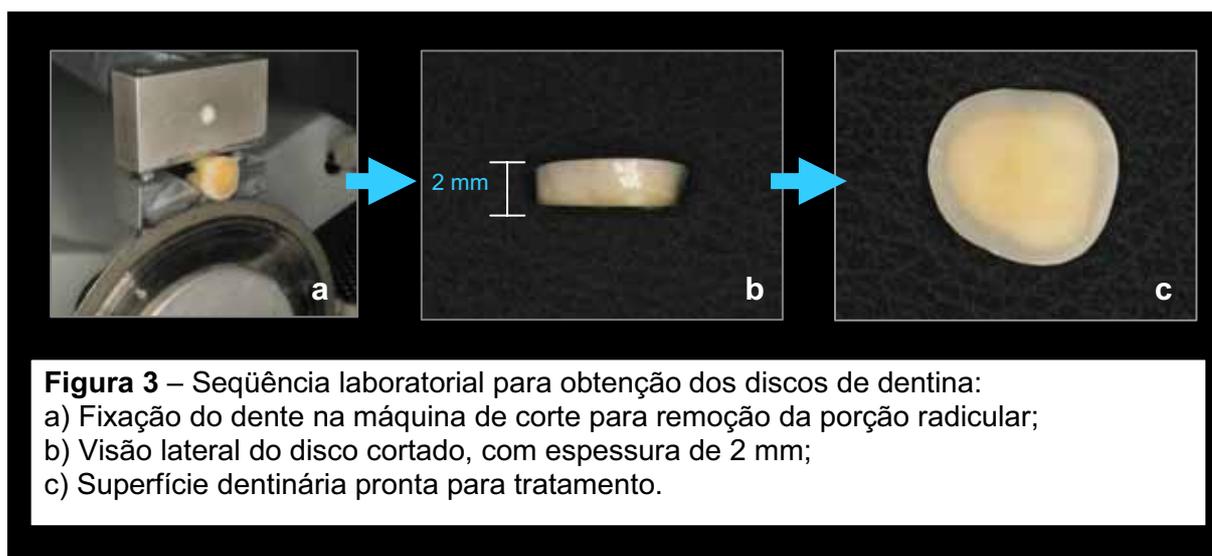
As superfícies obtidas foram examinadas com auxílio de uma lupa estereoscópica (Ramsor, São Paulo, Brasil), e na eventual existência de sítios de esmalte, um novo corte era realizado com o objetivo de expor uma área plana de dentina superficial (localizada no máximo 1,0 mm aquém da junção amelodentinária), isenta de tecido adamantino.

Com o auxílio de uma politriz horizontal (DP-9U2 Panambra Industrial e Técnica S.A., Brasil), girando a uma velocidade de 300 rpm, sob refrigeração contínua,

procedeu-se o emprego seqüencial de lixas d'água de número 180, 400 e 600, por 30 s em cada granulação, a fim de produzir uma *smear layer* padronizada (PASHLEY et al., 1988) (Figura. 2).



A partir de então, foi realizado um corte perpendicular ao longo eixo do dente, obtendo-se um disco de dentina com 2 mm de espessura para cada elemento dentário (Figura 3).



Desta forma, os 93 discos foram distribuídos aleatoriamente, 72 para os testes de microtração e 21 para as avaliações microscópicas, sendo as metodologias realizadas de forma independente.

4.6 DETERMINAÇÃO DOS GRUPOS

Os discos foram distribuídos aleatoriamente em 6 grupos de acordo com o sistema restaurador adesivo utilizado (Quadro 3), os quais foram subdivididos em dois subgrupos, de acordo com a seqüência de tratamento realizada - remoção ou não das fibras colágenas - (Quadro 4).

Grupo*	Materiais		Lote No.
SB	Condicionador	Ultra-Etch®	5L74
	Adesivo	Single Bond™	030600197
	Compósito	Filtek™ Z250	3FG
PB	Condicionador	Condicionador Dental Gel	0306000197
	Adesivo	Prime & Bond® NT	39584
	Compósito	Esthet X®	110235
OC	Condicionador	Magic Acid	527/02
	Adesivo	One Coat Bond	002/03
	Compósito	Fill Magic	C57/03
PQ	Condicionador	Ultra-Etch®	5L74
	Adesivo	PQ1™	5L74
	Compósito	Vit-I-escence™	5HJT;5RGJ
SE	Primer	Clearfil™ SE Bond	00348A
	Bond		00456A
	Compósito	Clearfil™ AP-X	749 BB
OU	Solução A	One-Up Bond F™	U4330Z1
	Solução B		U4330Z1
	Compósito	Palfique Estelite™	E6161

Quadro 3 – Distribuição dos grupos de acordo com os sistemas restauradores adesivos empregados.

Grupo - Sistema Adesivo -	Subgrupos - Tratamento* -	Metodologias	
		RAµT	MEV
SB - Single Bond™	SB 1	n=6	n=3
	SB 2	n=6	
PB - Prime & Bond® NT™	PB 1	n=6	n=3
	PB 2	n=6	
OC - One Coat Bond	OC 1	n=6	n=3
	OC 2	n=6	
PQ - PQ1™	PQ 1	n=6	n=3
	PQ 2	n=6	
SE - Clearfil™ SE Bond	SE 1	n=6	n=3
	SE 2	n=6	
OU - One-Up Bond F™	OU 1	n=6	n=3
	OU 2	n=6	

Quadro 4 – Distribuição dos subgrupos de acordo com o tratamento dentinário.

*1(Controle)- Aplicação dos sistemas adesivos (**Pranchas 1-6**) segundo as instruções dos fabricantes;

2(Experimental) - Aplicação de Gel de H₃PO₄ a 37% por 15 seg. + Lavagem e secagem da dentina + Aplicação de solução de NaOCl a 5 % por 2 min (Phormula Ativa® - **Figura 4**) + Lavagem spray água por 2 minutos + Remoção do excesso de umidade com algodão + Aplicação do Sistema Adesivo.



Classificação

Sistema Adesivo Convencional

Protocolo Adesivo

1. Condicionamento ácido (H₃PO₄ 35%) – **15 seg.**;
2. Lavagem – **10 seg.**;
3. Remoção do excesso de água com algodão;
4. Aplicação de 2 camadas consecutivas do adesivo;
5. Secar levemente – **2 seg.**;
6. Fotopolimerização – **10 seg.**
7. Fotopolimerização do compósito: 20 s./incremento(até 2 mm).

Composição

Condicionador	Ultra-Etch®	Gel de H ₃ PO ₄ 35%
Adesivo	Single Bond™	Água, etanol, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilatos, sistema de fotoiniciação, copolímeros de ácido poliacrílico e poliitaconico. pH=5.0
Compósito	Filtek™ Z250	TEGDMA, UDMA, bis-EMA, partículas inorgânicas.

Prancha 1 – Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo SB.



Classificação

Sistema Adesivo Convencional

Protocolo Adesivo

1. Condicionamento ácido (H_3PO_4 37%) – **15 seg.**;
2. Lavagem Spray de água– **15 seg.** no mínimo;
3. Remoção dos excessos de água com secagem por absorção;
4. Aplicação de 1 camada do adesivo;
5. Aguardar 20 s;
6. Remoção dos excessos do adesivo com breve jato de ar - **2 seg.** (Observar brilho uniforme);
7. Fotopolimerização – **10 seg.**
8. Fotopolimerização do compósito: 20 s./incremento(até 2 mm).

Composição		
Condicionador	Condicionador Dental Gel	Gel de H_3PO_4 37%
Adesivo	Prime & Bond® NT	Resinas de Di e Trimetacrilato, sílica coloidal nanométrica silanizada, PENTA, fotoiniciadores, estabilizantes, hidrófluoreto de cetilamina, acetona. pH=2.3
Compósito	Esthet X®	Bis-GMA Uretano modificado; Bis EMA; TEGDMA, cargas de vidro de borossilicato de flúor, alumínio e bário silanizados

Prancha 2 – Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo PB.



Classificação

Sistema Adesivo Convencional

Protocolo Adesivo

1. Condicionamento ácido (H_3PO_4 15%) – **30 seg.**;
2. Lavagem – **20 seg.**;
3. Secagem com pelota de algodão ;
4. Aplicar e esfregar o adesivo na cavidade por **20 seg.**;
5. Secar suavemente com um jato de ar;
6. Fotopolimerização – **30 seg.**
7. Fotopolimerização do compósito: 20 s./incremento(até 2 mm).

Composição		
Condicionador	Maqic Acid	Gel de H_3PO_4 15%
Adesivo	One Coat Bond	HEMA, hidróxi propil metacrilato, ácido poliacrílico modificado "metacrylate", glycerol dimetacrilato. UDMA. ácido silícico amorfo. água. iniciadores. estabilizantes. pH=2.53
Compósito	Fill Maqic	Monômeros metacrílicos, sílica pirogênica, silicato de bário e alumínio.

Prancha 3 – Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo OC.



Classificação

Sistema Adesivo Convencional

Protocolo Adesivo

1. Condicionamento ácido (H₃PO₄ 35%) – **15 seg.**;
2. Lavagem com Spray ar/água – **5 seg.**;
3. Secagem com breves jatos de ar. Não ressecar;
4. Aplicação de uma camada do adesivo;
5. Aplicar 2 jatos de ar moderados para tornar a camada adesiva “fina”, até que a aparência leitosa desapareça, mantendo uma superfície bastante brilhante;
6. Secar suavemente por **5 seg.**; 7. Fotopolimerização – **20 seg.** 8. Fotopolimerização do compósito: **20 seg./** incremento (até 2 mm).

Composição

Condicionador	Ultra-Etch®	Gel de H ₃ PO ₄ 35%
Adesivo	PQ1™	2-hidroxietil-metacrilato, canforoquinona, álcool etílico, FluorUtite™, pH=3
Compósito	Vit-I-escence™	Bis-GMA, partículas inorgânicas.

Prancha 4 – Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo PQ.



Classificação

Primer Autocondicionante

Protocolo Adesivo

1. Aplicar o PRIMER;
2. Aguardar **20 seg.**;
3. Jatear com ar rapidamente;
4. Aplicar o BOND;
5. Jatear com ar suavemente – **2 seg.**;
6. Fotopolimerização – **10 seg.**
7. Fotopolimerização do compósito: **20 seg./**incremento(até 2 mm).

Composição

Primer	Clearfil™ SE Bond	MDP, HEMA, Bis-GMA, metacrilato hidrofílico, canforoquinona, Dietanol-p-toluidine água
Bond		MDP, HEMA, Bis-GMA, metacrilato hidrofóbico, Canforoquinona, Dietanol-p-toluidine sílica coloidal silanizada pH=2-3,2
Compósito	Clearfil™ AP-X	Vidro de bário silanizado, sílica coloidal silanizada, sílica silanizada, Bis-GMA TEGDMA Canforoquinona

Prancha 5 – Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo SE.



Classificação

Adesivo Autocondicionante

Protocolo Adesivo

1. Misturar “A” e “B” no recipiente até obter uma coloração rosa;
2. Aplicação da mistura;
3. Aguardar **20 seg.**;
4. Fotopolimerização – **10 seg.**
5. Fotopolimerização do compósito: **30 seg./incremento**(até 2 mm).

Composição		
Solução A	One-Up Bond F™	Metacrilato
Solução B		Metacrilato, partículas de vidro de fluoroaluminossilicato, água. pH=2.3
Compósito	Palfique Estelite™	Partículas de Sílica-Zirconia, metacrilatos.

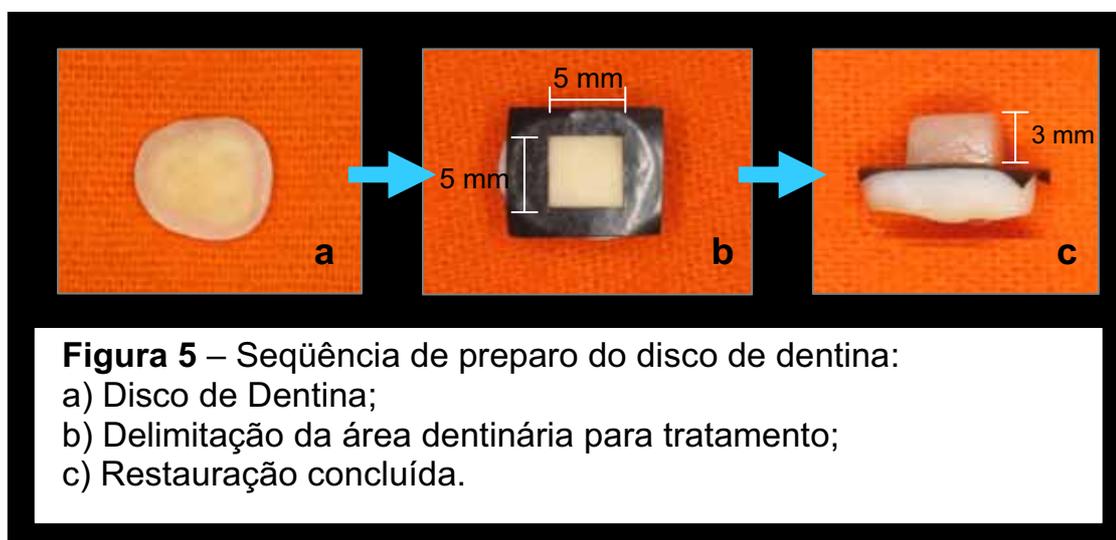
Prancha 6 – Especificações gerais sobre o sistema restaurador adesivo OU.



4.7. TESTES DE MICROTRAÇÃO

4.7.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

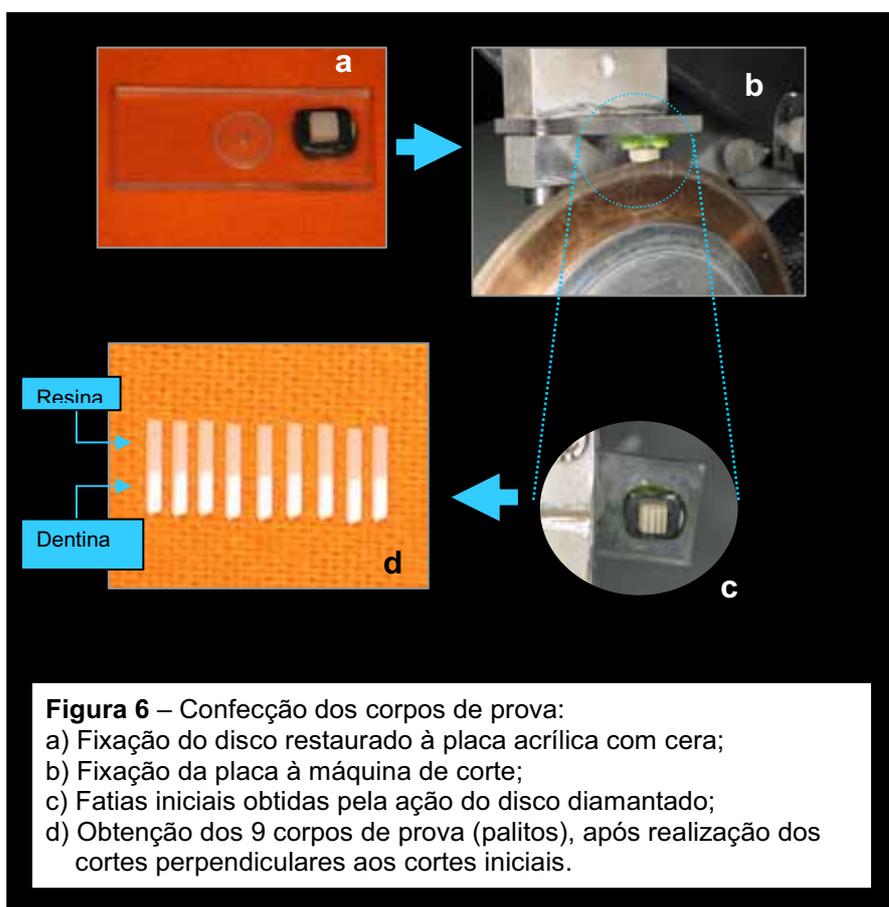
Os discos de dentina destinados ao teste de microtração tiveram a área superficial da dentina a ser tratada delimitada com a aplicação de uma película adesiva (Tigre SA Tubos e Conexões) previamente preparada para oferecer uma área quadrada de tratamento com 25 mm². Após a realização dos tratamentos dentinários descritos, com auxílio de espátulas para compósitos, procedeu-se a inserção de 2 incrementos do material restaurador correspondente ao sistema adesivo. Cada incremento (1,5 mm) foi fotopolimerizado sob intensidade de luz halógena de 550 mW/cm² (Curing Light XL 3000/ 3M Dental products), resultando na confecção de um bloco de resina composta sobre a área delimitada, com altura de 3 mm (Figura 5).



Os espécimes foram armazenados em água destilada, a 37° C, em estufa biológica, por 24 horas, de modo a permitir a expansão higroscópica da resina composta (Baratieri *et al.*, 1998). Após este período, cada disco foi fixado a uma placa acrílica

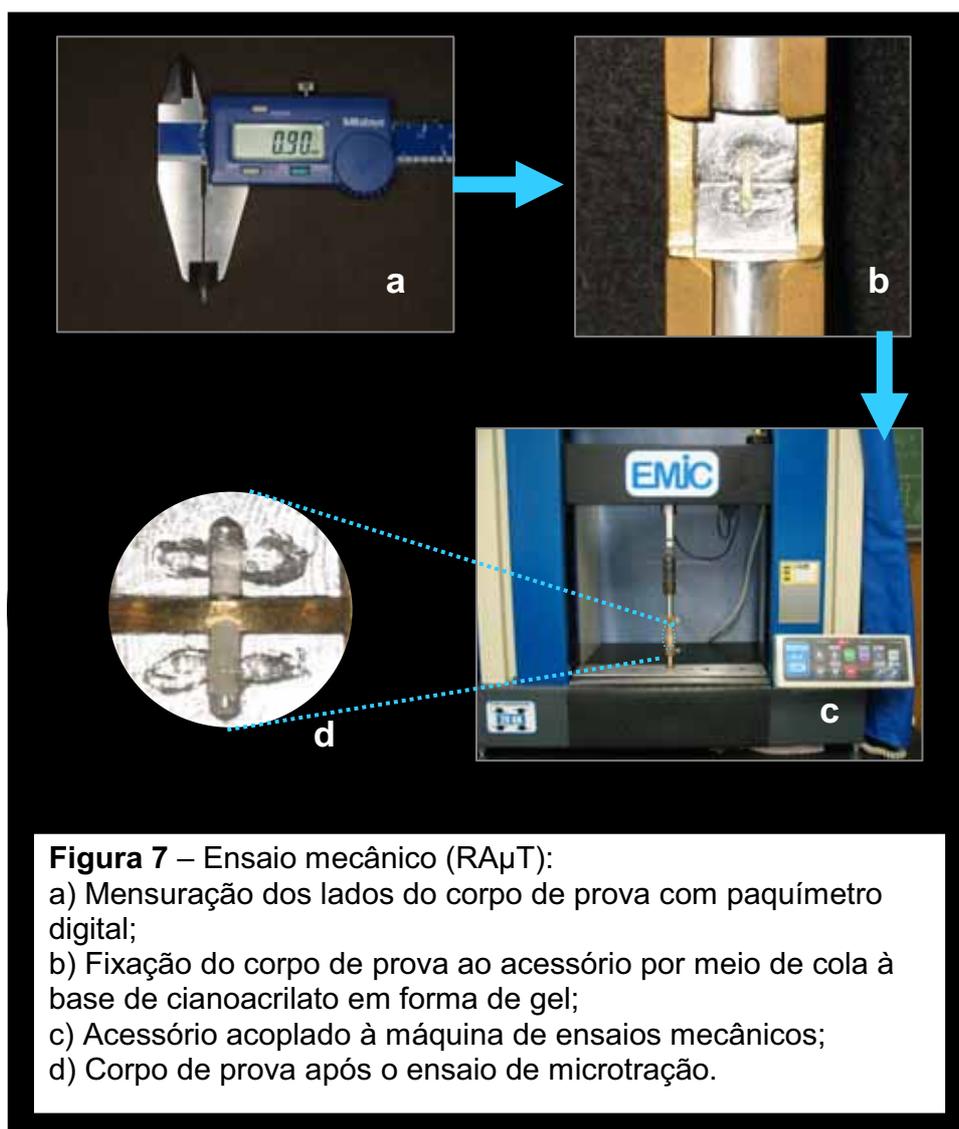
ca (*plexiglass*) por meio de cera pegajosa, sendo em seguida, posicionada no dispositivo de prensão da máquina de corte (Minitom-Struers, Copenhagen, Dinamarca). Esta, por meio de disco flexível diamantado (BUEHLER, Illinois, EUA), sob refrigeração constante e baixa velocidade, promoveu a realização de 4 secções, no sentido vestibulo-lingual, paralelas entre si a uma distância de aproximadamente 0,9 mm.

Seqüencialmente, a placa era reposicionada de forma que o disco se posicionasse perpendicularmente aos cortes vestibulo-linguais, e, neste momento, realizavam-se mais 4 secções paralelas entre si, à mesma distância. Os resultantes periféricos aos cortes eram desprezados, obtendo-se 9 corpos de prova (palitos), com área de interface adesiva individual padronizada em $0,8 \text{ mm}^2 (\pm 0,2)$. Esta seqüência pode ser visualizada na Figura 6.



4.7.2 ENSAIOS MECÂNICOS

Após o cálculo da área da interface adesiva a partir das medidas obtidas por meio de paquímetro digital (Mitutoyo Sul America Ltda) e devida identificação, cada corpo de prova foi armazenado em cápsula individual previamente identificada até sua fixação a um acessório para testes de microtração com um adesivo de secagem rápida (Super Bonder® Gel / Loctite®). Posteriormente, cada corpo de prova era submetido ao ensaio de resistência à microtração em uma máquina universal de ensaios (Instron, DL 2000) com célula de carga de 50 Kgf (Figura 7). A máquina foi calibrada de modo que a carga a ser aplicada sobre a linha de união dentina/material restaurador ocorresse à velocidade de 0,5 mm/minuto.



A força e tensão (resistência adesiva) máximas necessárias para romper a linha de união de cada corpo de prova foram registradas, sendo seu valores expressos em Kgf. A transformação desta unidade para valores de carga /área (MPa) foi realizada posteriormente, tendo por base a expressão: $1\text{MPa}=1\text{Kgf. } 9,81/\text{mm}^2$.

4.8 ANALISE EM MEV

4.8.1 DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS

Dezoito discos de dentina foram distribuídos aleatoriamente em 06 grupos de acordo com o sistema adesivo utilizado. Cada disco foi então dividido ao meio no sentido vestibulo-lingual, sendo os hemi-discos resultantes alocados em subgrupos distintos (n=3) (Quadro 5). Dessa forma, para um mesmo substrato, foram analisados os dois tratamentos dentinários - técnica adesiva convencional e técnica adesiva com remoção das fibras colágenas.

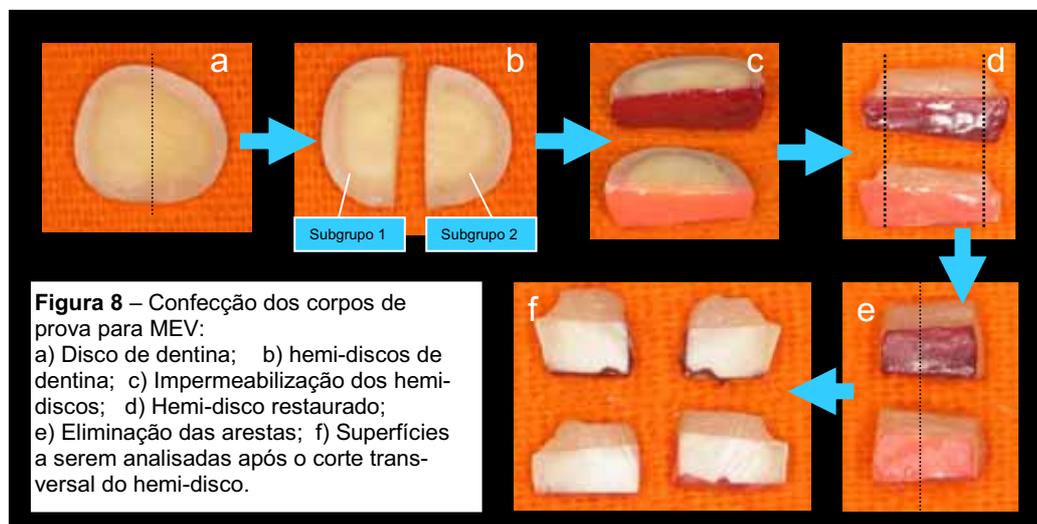
Tratamentos	Sistemas Adesivos - GRUPOS					
	SB	PB	OC	PQ	SE	OU
1. Técnica adesiva convencional						
2. Técnica adesiva com remoção das fibras colágenas.						

Quadro 5 – Distribuição dos grupos e subgrupos para a análise em MEV.

4.8.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os hemi-discos tiveram a superfície inferior e bordas laterais impermeabilizadas com duas camadas de esmalte cosmético. A superfície livre foi polida com lixa de granulação #600 por 30 s, a fim de remover possíveis excessos de esmalte sobre as superfícies, as quais, a partir de então, foram tratadas segundo os tratamentos dentinários experimentais, já mencionados no Quadro 04.

Duas camadas de resina composta, cada uma com 1 mm de espessura, foram acomodadas sobre a superfície dentinária e fotopolimerizadas. Cada hemi-disco foi seccionado transversalmente, resultando em dois fragmentos de proporções similares, cujas arestas foram eliminadas para facilitar sua fixação no momento da metalização (Figura 8).



As interfaces a serem avaliadas foram cuidadosamente polidas, a fim de remover riscos e irregularidades, empregando-se lixas de carbureto de silício seqüencialmente em ordem decrescente de abrasividade (#600, #1200). A cada troca de lixa, os espécimes foram abundantemente lavados para remover eventuais resíduos de abrasivo e em seguida polidas com suspensão de diamante de 3µm.

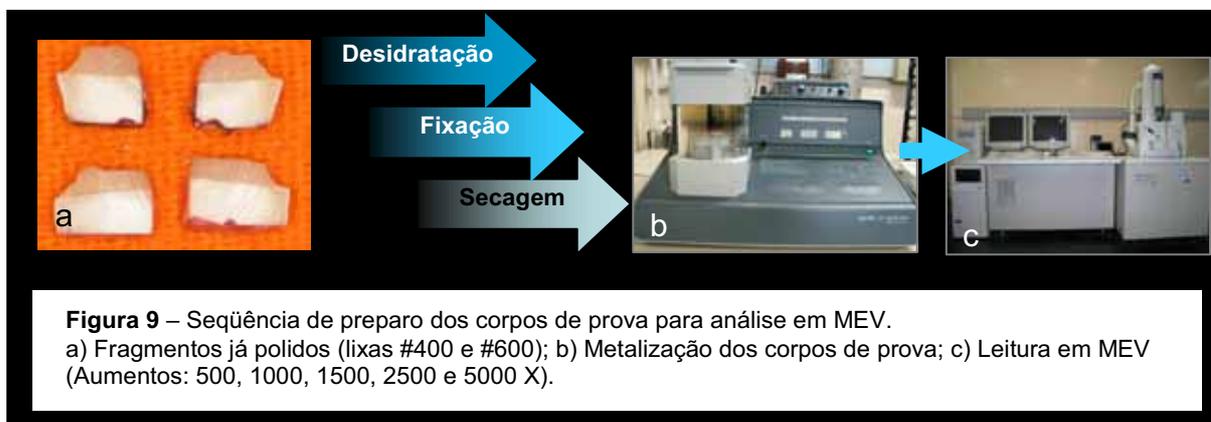
Os corpos-de-prova foram preparados para análise em MEV de acordo com o seguinte protocolo:

- 1) Condicionamento da interface resina/dentina com ácido fosfórico a 37% por 5 seg; lavagem com água por 10 seg;
- 2) limpeza em ultra-som por 10 minutos para remoção de possíveis resíduos na superfície cortada; imersão em solução de glutaraldeído a 2,5% tamponado com solução de cacodilato de sódio a 0,1 M com pH 7,4 em temperatura de 4° C por 12 horas;
- 3) lavagem com água destilada por 3 minutos, seguida de imersão em água destilada por 1 hora, com trocas a cada 20 minutos;
- 4) desidratação em graus ascendentes de etanol: 25% (20 min.), 50% (20 min.), 75% (20 min.), 95% (30 min.) e 100% (60 min.).

Após a desidratação, os espécimes foram submetidos a um processo de secagem química com o objetivo de minimizar as alterações da superfície a ser examinada, favorecendo a deposição subsequente da camada de ouro, além de tornar o campo a ser visualizado mais nítido. Para a secagem química, os espécimes foram imersos em solução de HMDS por 10 minutos e, a seguir, foram colocados sobre papel absorvente dentro de um recipiente de vidro para permitir a evaporação da substância (PERDIGÃO et al., 1995). Todos esses procedimentos foram realizados no interior de uma capela.

Após a secagem, os corpos-de-prova foram fixados em *stubs* com fita dupla-face de carbono e a cobertura com ouro foi realizada em aparelho de metalização a vácuo, com pressão de 0,01 mbar, corrente de 40mA, distância de trabalho de 60 mm, tempo de cobertura de 60 seg. e espessura média de deposição de 15 a 16 nm.

A Figura 9 ilustra a seqüência de preparo dos corpos de prova para a análise morfológica em MEV.



4.8.3 LEITURA DOS CORPOS DE PROVA

Uma vez concluída a etapa de preparação, os espécimes foram levados ao microscópio eletrônico de varredura, onde toda a interface adesiva foi analisada, em diferentes aumentos (1500 a 5000 X), sendo fotografadas as regiões mais representativas em cada espécime. As fotos foram analisadas quanto à formação ou não de camada híbrida, observando-se, em linhas gerais, sua integridade, espessura e homogeneidade, bem como a presença, uniformidade de tamanho, características de hibridização e a disposição dos *tags*.

Adicionalmente, três discos de dentina foram utilizados para avaliar comparativamente a morfologia dentinária após a formação da *smear layer*, desmineralização e desproteinização.

4.9 VARIÁVEIS

Diversos fatores envolvidos com o processo laboratorial podem exercer influência sobre o resultado final do experimento. Dessa forma, buscou-se padronizar as etapas de trabalho objetivando controlar as variáveis com potencial de interferência sobre a pesquisa. O Quadro 6 enumera as variáveis controláveis e não-controláveis deste trabalho, as quais demonstram o grau de controle do pesquisador em relação aos procedimentos executados e sua repercussão sobre os resultados obtidos.

Varáveis Controláveis
Um único operador para realização das etapas laboratoriais; temperatura de armazenamento dos dentes controlada em estufa biológica; intensidade do fotopolimerizador; área de adesão; área de interface adesiva do corpo-de-prova, velocidade da máquina de ensaios universais; tempo de armazenamento dos espécimes; padronização para formação da <i>smear layer</i> ; protocolos adesivos segundo as instruções dos fabricantes,
Varáveis Não-controláveis
Idade do paciente doador do espécime; qualidade do substrato dentinário; arcada do espécime

Quadro 6 – Relação de variáveis experimentais controláveis e não-controláveis.

4.10 PLANEJAMENTO ESTATÍSTICO

As hipóteses adotadas para os objetivos propostos em relação à média da resistência adesiva foram:

H_0 : O tratamento dentinário não influenciará a resistência adesiva;

H_1 : O tratamento dentinário influenciará a resistência adesiva.

Os valores de RA μ T foram agrupados por dente através da obtenção de uma média aritmética dos valores obtidos pelos corpos de prova provenientes de cada espécime (mínimo de 6 palitos). Os dados referentes a área de adesão, resistência adesiva e desvio padrão (Apêndice) sofreram tratamento estatístico descritivo e inferencial (ANOVA e Teste de Tukey) para um nível de significância de $\alpha=0,05$ (5 %), sendo os cálculos estatísticos obtidos através do *software* GMC 2002.

5 RESULTADOS

5.1 TESTE DE RESISTÊNCIA À MICROTRAÇÃO

O Teste de aderência à curva normal e o Teste de homogeneidade de COCHRAN indicaram distribuição normal e homogênea dos dados. Desta forma, foram utilizadas técnicas paramétricas de ANOVA através do teste F. Nos casos em que se verificou diferença significativa entre os grupos, foram efetuados os Testes de Comparações Múltiplas de Tukey. O tratamento estatístico pode ser visualizado através das tabelas expressas a seguir.

Tabela 7 - Resultados dos testes comparativos da ANOVA.

Fator de Variação	ANOVA	Valor-P
Tratamento Dentinário (Controle X Remoção do Colágeno)	F = 4,66	p<0,05
Sistema Adesivo	F = 1,99	p>0,05
Tratamento X Sistema Adesivo	F = 10,88	p<0,001

Tabela 8 – Resultados das comparações múltiplas das médias de RA μ T.

Tratamento	Médias ¹ de Resistência Adesiva (MPa) por Grupo					
	SB	PB	OC	PQ	SE	OU
1 - Controle	60,70	31,73	54,30	39,11	44,11	42,20
	ab	e	abcd	de	abcde	bcde
2 - Remoção do Colágeno	39,08	61,53	51,24	58,18	51,00	40,18
	de	a	abcd	abc	abcd	cde

¹ Médias indicadas pela mesma letra não diferem significativamente entre si pelo teste de Tukey ($\alpha=5\%$).

5.2 ANÁLISE EM MEV

A Figura 10 mostra uma visão das superfícies dentinárias dos espécimes após a formação da smear layer (a), desmineralização (b) e desproteínização (c). O tratamento com hipoclorito removeu a camada de colágeno, deixando uma superfície dentinária irregular e erodida, com alargamento na abertura dos túbulos dentinários. O processo de desproteínização revelou um extenso labirinto de túbulos laterais, secundários e anastomoses, não observados nas superfícies apenas condicionadas.

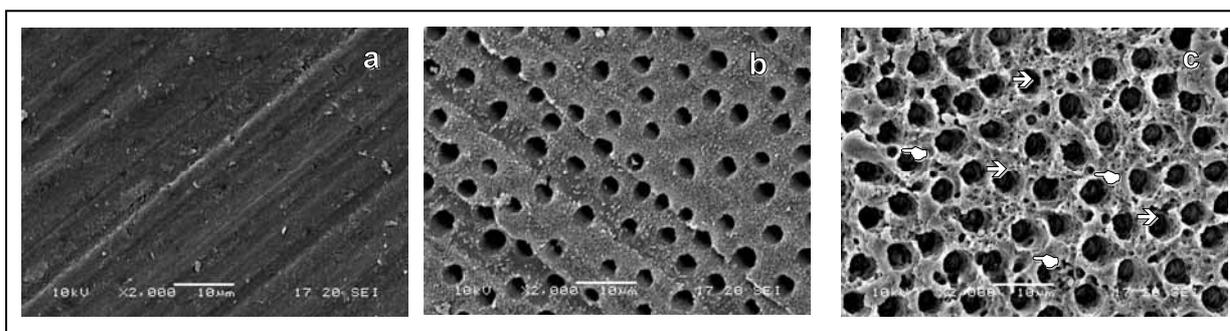


Figura 10 – Imagens em MEV de superfícies dentinárias após: (a) emprego de lixas, (b) desmineralização com H_3PO_4 37%, (c) desmineralização com H_3PO_4 37% + desproteínização com NaOCl 5% por 2 min. A ação proteolítica do hipoclorito produziu uma dentina porosa e rugosa (c). A abertura de túbulos secundários pode ser observada tanto na região peritubular (setas) quanto na área intertubular (ponteiros), revelando uma estrutura similar a uma “colméia de abelhas”.

A observação das interfaces adesivas demonstrou que todos os espécimes não tratados com NaOCl (controle), independente do sistema adesivo empregado, evidenciaram a formação de camada híbrida (sistemas convencionais) ou camada de integração (sistemas autocondicionantes) (Figuras 11a, 12a, 13a, 14a, 15a, 16a). Nos corpos de prova submetidos à desproteínização, no entanto, a camada de colá-

geno infiltrada por resina não se mostrou aparente (Figuras 11b, 12b, 13b, 14b, 15b, 16b), sendo evidenciada a presença de *tags resinosos* alargados e um aumento nas ramificações resinosas.

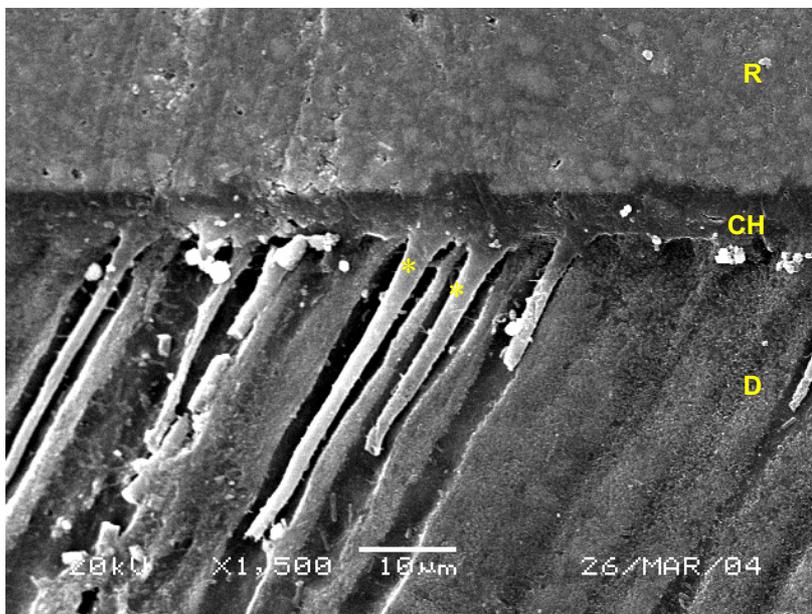


Figura 11a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SB1. Onde: R=resina, CH=camada híbrida, D= dentina, *=tag resinoso.

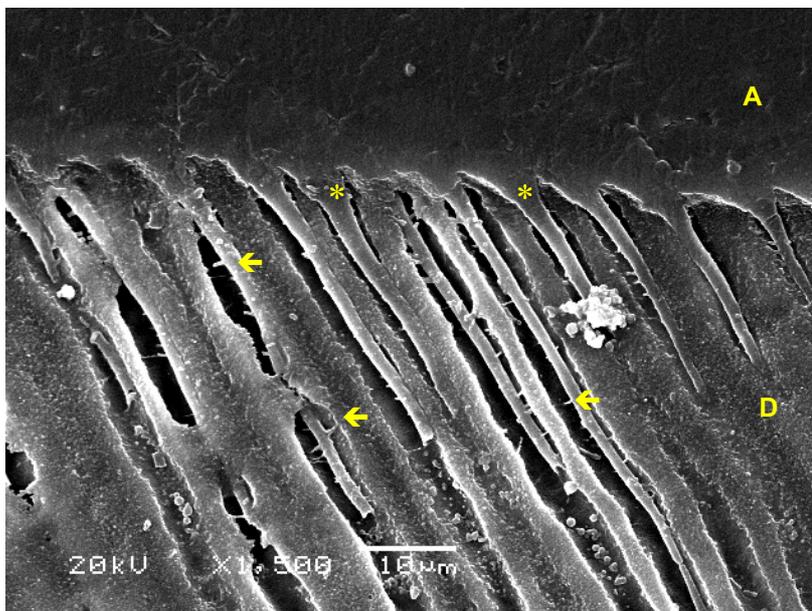


Figura 11b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SB2. Onde: A=adesivo, D= dentina, *=tag resinoso, ←= microtags.

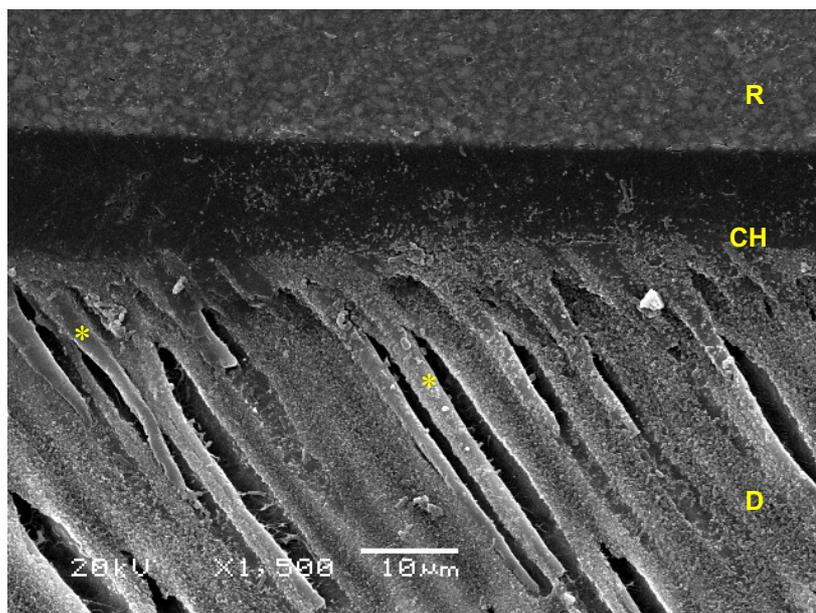


Figura 12a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PB1. Onde: R=resina, CH=camada híbrida, D= dentina, *= tag resinoso.

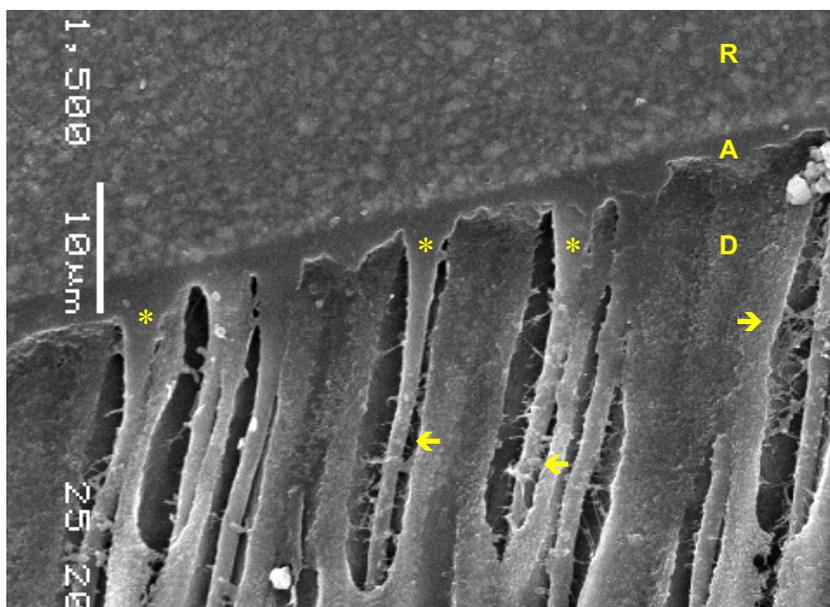


Figura 12b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PB2. Onde: R=resina, A= adesivo; D= dentina, *= tag resinoso, ←= microtags.

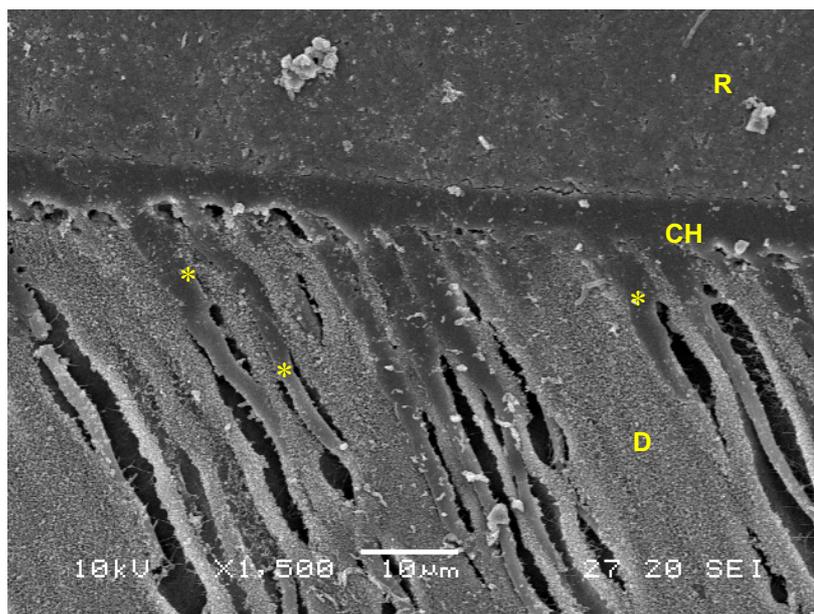


Figura 13a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OC1. Onde: R=resina, CH=camada híbrida, D= dentina, *= tag resinoso.

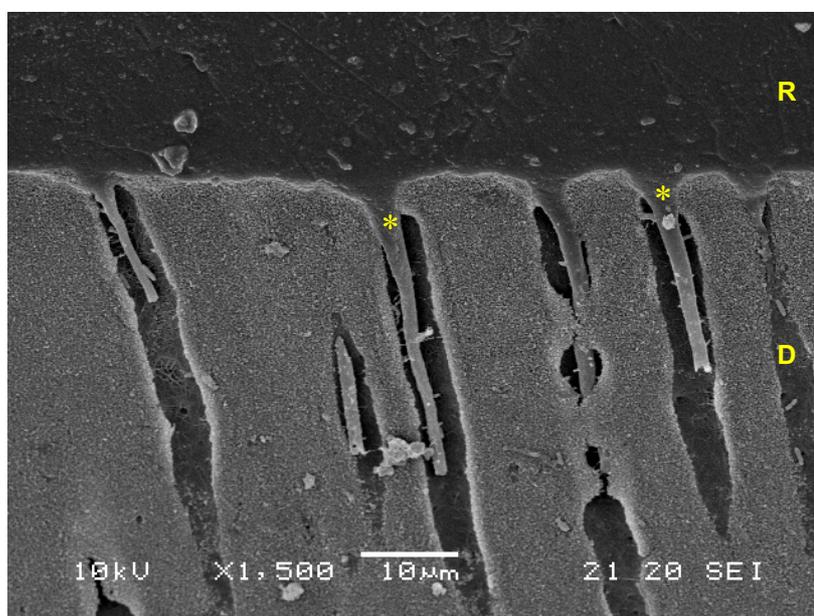


Figura 13b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OC2. Onde: R=resina, D= dentina, *= tag resinoso.

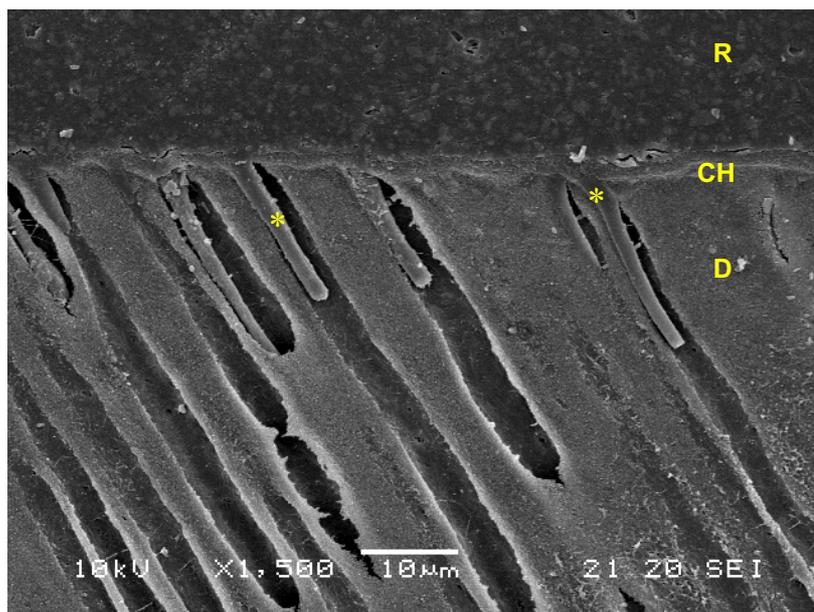


Figura 14a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PQ1. Onde: R=resina, CH=camada híbrida, D= dentina, *= tag resinoso.

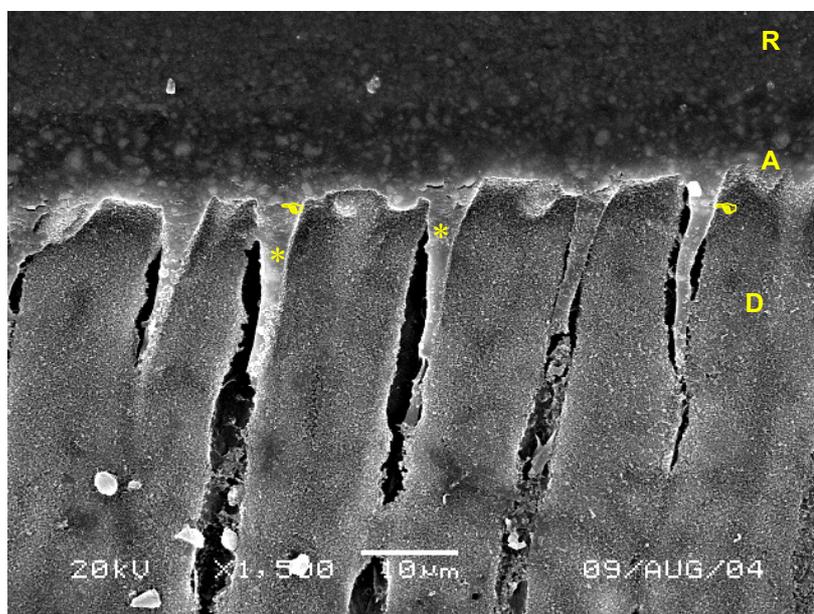


Figura 14b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PQ2. Onde: R=resina, D= dentina, *= tag resinoso, A= adesivo. Podem ser visualizadas partículas de carga nos tags resinosos (ponteiros).

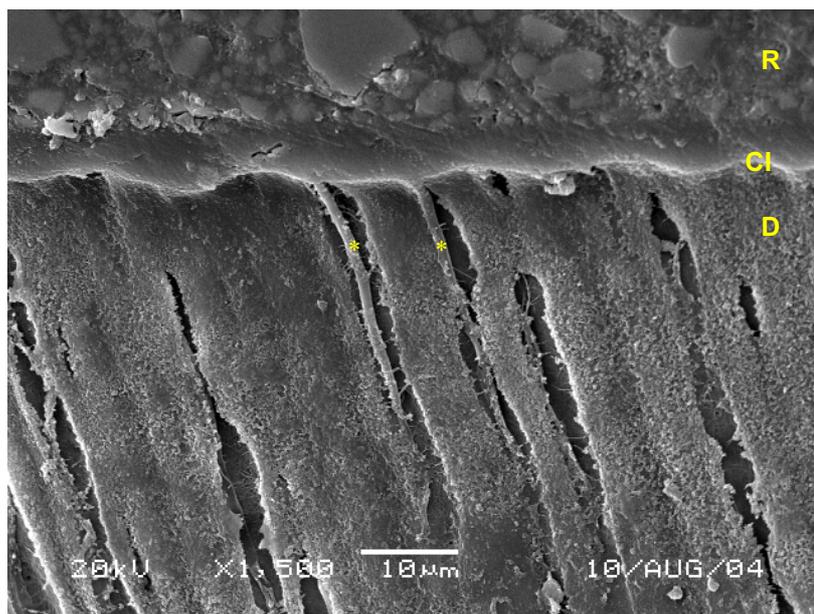


Figura 15a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SE1. Onde: R=resina, CI=camada de integração, D= dentina, *= *tag* resinoso.

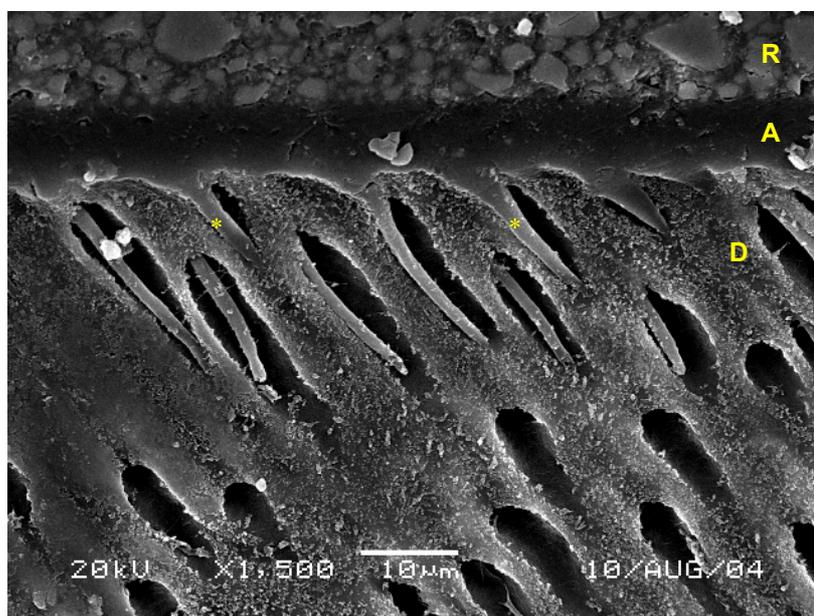


Figura 15b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SE2. Onde: R=resina, A=adesivo, D= dentina, *= *tag* resinoso.

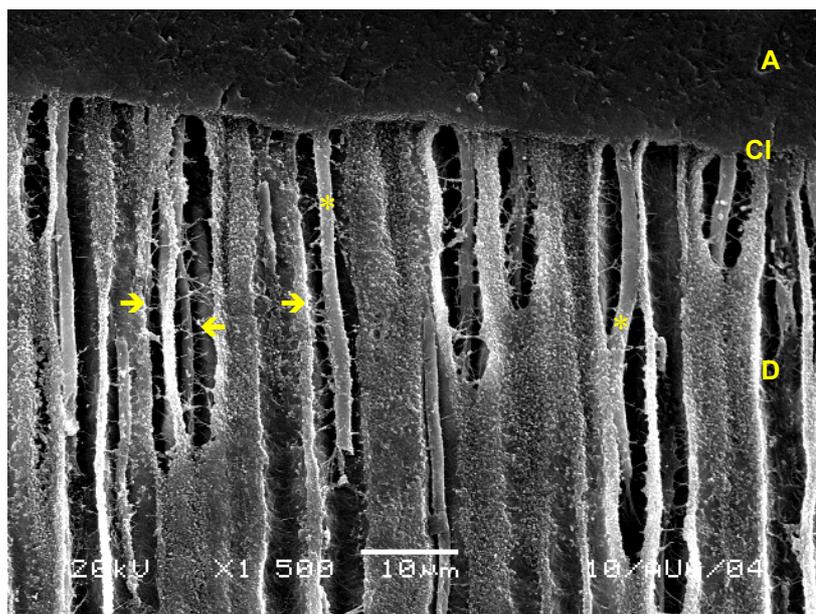


Figura 16a – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OU1. Onde: R=resina, CI=camada de integração, D= dentina, *= tag resinoso, ←= microtags.

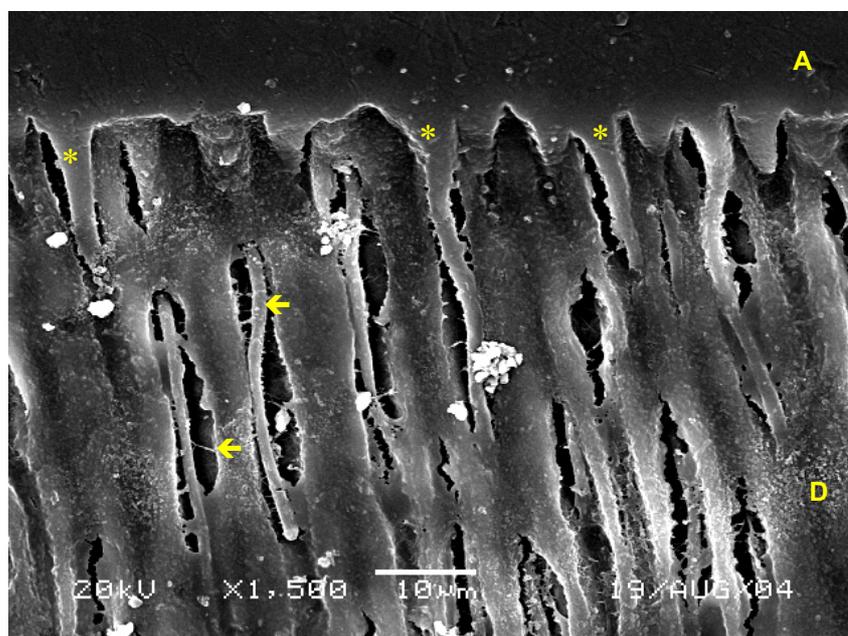


Figura 16b – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo OU2. Onde: A= adesivo; D= dentina, *= tag resinoso, ←= microtags.

Fotomicrografias em aumentos maiores (2500X ou 5000X) das interfaces adesivas dos subgrupos submetidos à desproteinização que apresentaram valores de RA_μT estatisticamente diferentes (SB2, PB2 e PQ2) em relação aos subgrupos controle evidenciaram algumas particularidades. Poucos *microtags* foram visualizados nas imagens obtidas para o subgrupo SB2 (Figura 17), enquanto inúmeros *microtags* resinosos foram visualizados para o subgrupo PB2 (Figura 18).

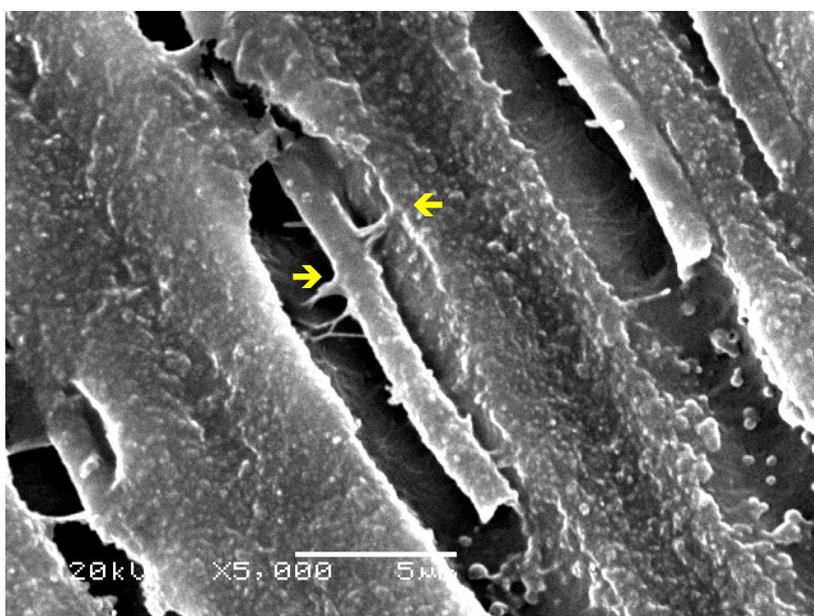


Figura 17 – Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo SB2 (5000X). Poucos *microtags* podem ser vistos entre o tag resinoso e a dentina peritubular (setas).

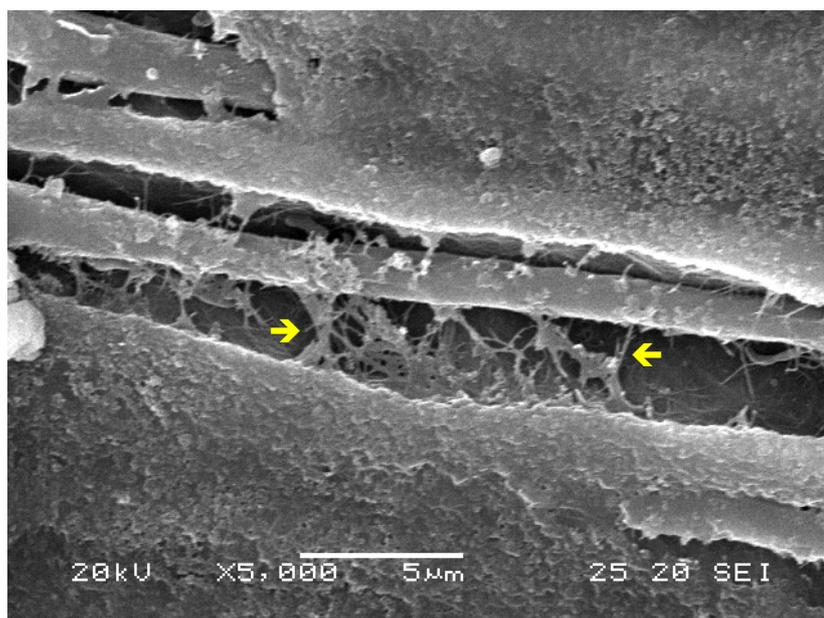


Figura 18 - Fotomicrografia da interface adesiva do subgrupo PB2 (5000X). Muitos microtags podem ser vistos entre o *tag* resinoso e a dentina peritubular (setas).

Mesmo após a desproteinização não foi possível a identificação das nanopartículas de carga existentes na composição do Prime & Bond NT (Figura 19). Para o subgrupo PQ2, as imagens em MEV possibilitaram a evidenciação das partículas de carga do sistema adesivo (Figura 20).

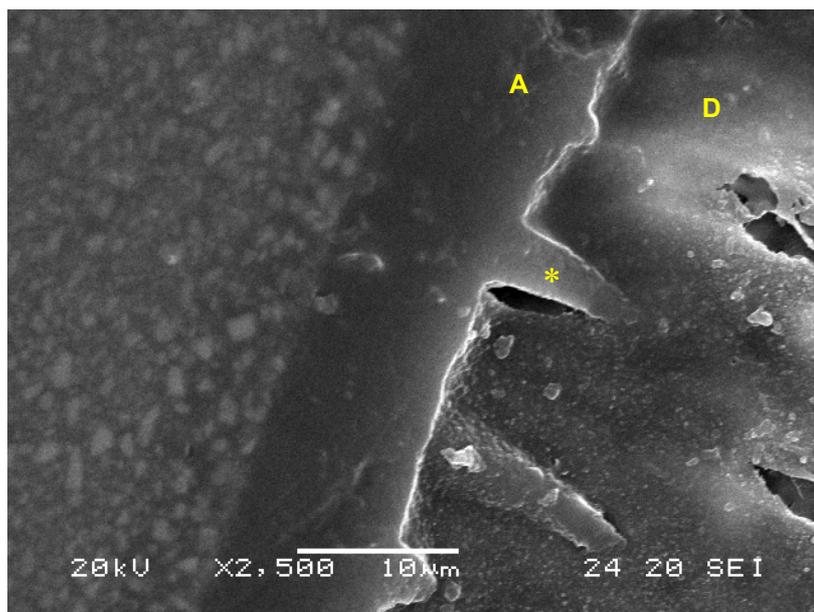


Figura 19 – Imagem em MEV da interface adesiva do subgrupo PB2 (2500X). Ausência de partículas visíveis nos tags. D=dentina; A=adesivo; *=tag.

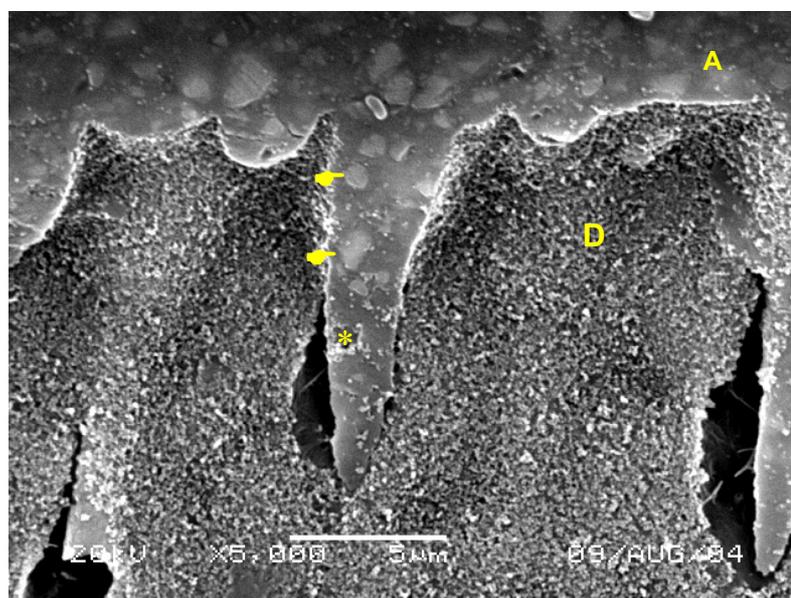


Figura 20 – Imagem em MEV da interface adesiva do subgrupo PQ2 (5000X). Partículas de carga podem ser visualizadas reforçando a interface adesiva. D=dentin; A=adesivo; *=tag; ●=partícula inorgânica.

6 DISCUSSÃO

A dissolução das fibras colágenas pelo hipoclorito de sódio ocorre devido a sua ação proteolítica não-específica que efetivamente remove componentes orgânicos à temperatura ambiente (PERDIGÃO et al., 1999), gerando um substrato dentinário diferenciado (Figura. 10a, 10b e 10c), pelo seu uso a uma concentração de 5% - disponível comercialmente como soda clorada - por 2 min (VARGAS; COBB; ARMSTRONG, 1997; PERDIGÃO et al., 1999; TOLEDANO et al., 2000; TOLEDANO et al., 2002). As superfícies desproteinizadas (Figura 10c), quando comparadas ao substrato apenas desmineralizado (Figura 10b), apresentaram túbulos dentinários com abertura alargada, exposição de diversos orifícios menores na dentina intertubular (ramificações laterais), aumento da permeabilidade, com grande porosidade estrutural (WAKABAYASHI et al., 1994; INABA et al., 1995; PERDIGÃO et al., 1999; MARSHAL et al., 2001; PIOCH et al., 2001), assemelhando-se a uma "colméia".

Muitos pesquisadores demonstraram que o colágeno não se mostra necessário para a obtenção de uma adesão efetiva (GWINNETT et al., 1996; CHERSONI et al., 1998; KANKA III; SANDRIK, 1998; FRANKENBERGER et al., 2000; PHRUKKANON et al., 2000; ELIAS et al., 2002; TOLEDANO et al., 2002; PUCCI et al., 2004) como era previsto por Nakabayashi em 1982. Neste estudo, a remoção das fibras colágenas propiciou comportamentos diferentes quando comparada ao protocolo adesivo convencional, tanto para os valores de resistência adesiva à microtração quanto para análise ultramorfológica das interfaces adesivas. Os resultados obtidos sugerem que características químicas do agente de união (pH; tipo, quantidade de solvente; monômero; presença de partículas inorgânicas) influenciam a adesão às superfícies desproteinizadas.

O pH do sistema adesivo pode ter exercido influência sobre os resultados. Um tecido com reduzido conteúdo protéico representa substrato viável para o procedimento adesivo de sistemas que possuem monômeros resinosos ácidos, os quais seriam capazes de re-condicionar a fase mineral da superfície dentinária livre de colágeno, a uma profundidade não superior a 0,3-0,5 μm , produzindo uma camada nanohíbrida suficiente para assegurar altos valores de resistência adesiva (PRATI; CHERSONI; PASHLEY, 1999). O exame das imagens em MEV não permitiu chegar a uma conclusão semelhante uma vez que esta interface nanohíbrida não foi visualizada. Entretanto, o baixo pH do PB (2.3) e do PQ (3.0) pode estar relacionado à obtenção de uma adesão otimizada (Tabela 8). Uma possível ação autocondicionante do PB é atribuída ao éster fosfórico ácido (PENTA), cujos terminais de fosfato estabeleceriam algum tipo de interação com os íons cálcio deixados sobre a superfície dentinária após a remoção do colágeno (INAI et al, 1998; TOLEDANO et al., 2002).

O teor de acetona no PB pode ter contribuído para o resultado obtido, uma vez que a utilização de adesivos à base de acetona tem demonstrado performance superior em superfícies dentinárias desproteinizadas (INAI et al., 1998; PIOCH et al., 1999; SABOIA; RODRIGUES; PIMENTA, 2000; ELIAS et al., 2002; TOLEDANO et al., 2002). Estes adesivos possibilitam uma maior penetrabilidade nesta superfície dentinária, promovendo uma força adesiva maior (INAI et al., 1998). A grande difusibilidade da acetona, assim como sua elevada capacidade de deslocar a água pode fazer com que haja uma melhoria no contato do monômero com a estrutura dentinária intratubular. Além disso, este solvente constitui 70% do conteúdo total do adesivo testado, o que lhe confere alto poder de penetração nas porosidades deixadas pelo tratamento com o NaOCl (Figura. 12b). Outra consequência do alto teor de acetona no PB estaria na capacidade deste solvente em promover a volatilização dos radi-

cais livres de oxigênio, provenientes do hipoclorito de sódio. Tal mecanismo impediria uma possível interferência do NaOCl residual na reação de polimerização do monômero resinoso.

O PQ, por sua vez, tem como solvente o álcool etílico em um percentual de 8%. Esta característica pode não ter sido suficiente para promover uma maior difusibilidade do agente de união, tanto que as imagens de interface adesiva revelaram *tags* resinosos com penetração limitada no interior dos túbulos dentinários (Figura. 14a, 14b).

Após a desproteinização, vários *microtags* foram observados após a aplicação do PB (Figuras 12b, 18), fato atribuído ao seu alto poder de difusão, ocasionado pelo solvente, e a sua possibilidade de interação química com o substrato, o qual, conforme Sakae; Mishima; Kozawa (1988), se mostra essencialmente mineral. A remoção do conteúdo protéico promove uma exposição de radicais carbonila; grupos hidroxila, carbonato e fosfato, o que representa um tratamento promissor para sistemas adesivos que dependam destes grupamentos para aderirem quimicamente à dentina (DI RENZO et al., 2001).

Os aspectos morfológicos das interfaces adesivas podem ser um indicativo para explicar porque a remoção do colágeno propiciou resultados melhores para os adesivos PB e PQ (Tabela 8). Os túbulos alargados da dentina desproteinizada (Figura. 10b, 11b) permitem que uma maior quantidade de adesivo interaja com a dentina, o que teoricamente contribui para o aumento da resistência adesiva. *Tags* resinosos mais largos aumentariam a sua contribuição sobre a resistência adesiva total (PRATI; CHERSONI; PASHLEY, 1999; PHRUKKANON et al., 2000). Adicionalmente, partículas de carga fariam parte dos *tags*, aumentando a força de adesão (PRATI; CHERSONI; PASHLEY, 1999). A presença de tais partículas melhoraria as proprie-

dades mecânicas do material, além de atuar como uma camada intermediária capaz de resistir ao estresse e contração de polimerização induzidos pela resina composta restauradora (STANINEC; KAWAKAMI, 1993; FANNING et al., 1995). Ambos agentes de união possuem certo percentual de carga inorgânica em sua composição (PB=3 %, PQ=40%). A pequena quantidade de carga existente no PB, assim como o fato destas possuírem escala nanométrica, podem ter sido os motivos para a sua não visualização à MEV (Figura. 19). Para o PQ, por outro lado, as imagens de MEV revelaram a existência de inúmeras partículas de carga no interior dos *tags* resinosos (Figura 20), reforçando a linha de união.

O sistema adesivo OC, por sua vez, não sofreu influência do tratamento dentinário no que se refere à resistência adesiva à microtração (Tabela 8), mesmo possuindo um pH ácido (2,53). As imagens obtidas das interfaces adesivas, de uma forma geral, revelaram que a dissolução das fibras colágenas propiciou um aumento na largura dos *tags* resinosos, não alterando, todavia, a capacidade de penetração do adesivo na dentina. A inexistência de um solvente orgânico neste adesivo lhe confere uma consistência de gel, motivo pelo qual não foi observada difusibilidade adequada na superfície sem colágeno. Dessa forma, provavelmente, o alargamento dos *tags* resinosos tenha compensado a ausência de retenção micro mecânica propiciada pela camada híbrida no protocolo convencional, resultando em valores estatisticamente similares.

O SB obteve resultados inferiores de resistência adesiva à microtração após a desproteinização (Tabela 8), mesmo tendo sido evidenciadas características microscópicas favoráveis ao mecanismo adesivo, como: aumento na largura e profundidade dos *tags* resinosos e presença de *microtags* (Figuras 11b, 17). O fato de não possuir partículas inorgânicas em sua composição associado a um pH próximo ao

neutro (pH=5.0) podem ter sido os motivos para os resultados alcançados. Alguns autores consideram que o SB não seria capaz de preencher efetivamente as porosidades criadas pelo NaOCl, seja pelo fato de possuir uma molécula maior ou de apresentar lenta difusão pelo solvente à base de água e álcool (PRATI; CHERSONI; PASHLEY, 1999; SABOIA; RODRIGUES; PIMENTA, 2000). Além disso, esta associação de solventes na composição do SB não teriam capacidade de volatilizar o hipoclorito residual, o qual se mostra como o fator mais provável para o resultado negativo deste sistema adesivo frente à desproteinização. A ação do NaOCl leva à oxidação de alguns componentes na matriz dentinária que podem interferir na iniciação da polimerização de alguns sistemas adesivos como o SB (NIKAIDO et al., 1999). O oxigênio liberado pelas moléculas do hipoclorito de sódio é um fator que pode justificar a redução nos valores de resistência adesiva, uma vez que pode inibir a polimerização do adesivo, comprometendo a performance das interfaces de união (UCEDA-GÓMEZ et al., 2003).

O comprometimento da união em superfícies dentinárias oxidadas pela ação do hipoclorito de sódio foi um dos aspectos analisados em um estudo laboratorial, a partir de testes de resistência adesiva à microtração com os sistemas adesivos Single Bond (3M ESPE) e Excite (Vivadent). Variando-se a forma de tratamento dentinário (remoção ou não das fibras colágenas – NaOCl 10% por 1 min), o Single Bond (3M/ESPE) apresentou resultados negativos após a remoção das fibras colágenas, podendo este achado estar relacionado à presença de radicais livres residuais do hipoclorito de sódio na dentina. Estes podem ter competido com os radicais livres de vinil gerados durante a fotoativação do adesivo, resultando em uma polimerização incompleta devido a um término pré-maturo da cadeia de polimérica (LAI et al., 2001). Esta capacidade oxidativa da dentina tratada com o hipoclorito de sódio pode

ser revertida através da aplicação de soluções redutoras como o ascorbato de sódio, tornando este substrato viável para adesão (MORRIS et al., 2001; YIU et al., 2002).

Os sistemas adesivos com tecnologia autocondicionante empregados no estudo (Clearfil SE Bond/Kuraray e One Up Bond F/Tokuyama) apresentaram valores de resistência estatisticamente semelhantes ao comparar o protocolo convencional com a remoção do colágeno (Tabela 8). Para o SE, todavia, verificou-se uma tendência de aumento da força adesiva após a desproteinização. Este agente de união, com *primer* autocondicionante, além de possuir um pH bastante baixo (2,32), possui 10% em volume de partículas inorgânicas em sua composição. Tais fatores podem ter sido os responsáveis pelo resultado alcançado, mesmo não tendo sido evidenciadas partículas inorgânicas reforçando os *tags* resinosos nas imagens obtidas a partir da MEV. Além disso, a presença da *smear layer* dentinária associada à lenta difusão do adesivo, que contém água como solvente, limitou a ação dos monômeros ácidos junto às estruturas dentinárias intra e peritubular, resultando em *tags* resinosos delgados no grupo controle (Figura. 15a). As imagens após a remoção do colágeno, por outro lado, indicam uma maior quantidade de adesivo interagindo com a dentina (Figura. 15b), uma vez que a *smear layer* foi dissolvida pela desmineralização e as aberturas tubulares alargadas pela desproteinização.

Apesar de existirem evidências microscópicas de alargamento dos *tags* resinosos para o OU após a desproteinização (Figura. 16a e 16b), da presença de partículas em sua composição (8%) e do baixo pH (2.3), a remoção das fibras colágenas não influenciou os resultados de resistência adesiva. Para este adesivo, a dissolução protéica determinou uma interação diferenciada dos monômeros resinosos com a parede tubular, resultando em uma brusca redução na quantidade de *microtags* (Figura 16b), os quais se mostraram bastante freqüentes no grupo controle (Figura.

16a). Desta forma, a presença de projeções resinosas laterais em abundância associada à camada de integração (grupo controle) e a maior quantidade de adesivo capaz de interagir com a dentina (grupo experimental) atuaram semelhantemente na obtenção de resultados de força adesiva similares.

Desse modo, os resultados de resistência adesiva após o emprego do NaOCl dependem da especificidade de cada sistema adesivo ao efeito oxidante do hipoclorito, assim como característica do próprio agente de união. Possivelmente, a obtenção de uma melhor união entre sistema adesivo e superfícies dentinárias desproteinizadas possa ser alcançada através da utilização de novos materiais e técnicas (TOLEDANO et al., 2002), como os sistemas adesivos de ação autocondicionante (VARELA et al., 2003). A incorporação de partículas de carga ao agente de união, assim como a presença de solventes com grande poder de difusão são fatores que não devem ser desconsiderados ao utilizar um substrato em questão.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

1. A remoção das fibras colágenas influenciou positivamente a adesão dos sistemas adesivos Prime & Bond® NT™ e PQ1™, e negativamente a do Single Bond™ (todos convencionais), não interferindo significativamente sobre a adesão do One Coat Bond (convencional) e dos agentes de união autocondicionantes (Clearfil™ SE Bond e One-Up Bond F™).
2. A análise em MEV evidenciou que a camada de colágeno infiltrada por resina se mostrou ausente em todos os grupos submetidos à desproteção, sendo evidenciada a presença de *tags resinosos* alargados e um aumento nas ramificações resinosas.

Verificou-se que a técnica da desproteção da dentina pode representar um recurso válido na otimização da performance adesiva. Ainda que resulte em uma etapa clínica a mais, a sua adoção na prática restauradora estaria justificada desde que a longevidade e a efetividade clínica da adesão fossem definitivamente melhoradas.

REFERÊNCIAS

- ARIAS, V. G.; SOEIRO, C. R. M.; PIMENTA, L. A. F.; AMBROSANO, G. M. B. Avaliação das diferentes concentrações e tempos de aplicação de hipoclorito de sódio na resistência de união à dentina. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 16, p. 196, 2002. Suplemento, resumo Pb 218.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS E TÉCNICAS. **NBR 10520**: Informação e documentação: Citações em documentos: Apresentação. Rio de Janeiro, 2002.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS E TÉCNICAS. **NBR 14724**: Informação e documentação: Trabalhos acadêmicos: Apresentação. Rio de Janeiro, 2002.
- ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS E TÉCNICAS. **NBR 6023**: Informação e documentação: Referências: Elaboração. Rio de Janeiro, 2002.
- BARATIERI, L. N.; ANDRADA, M. A. C.; MONTEIRO JÚNIOR, S.; CARDOSO, A. C.; POLIDORO, J. S.; ANDRADA, R. C.; SOUZA, C. N. BANDEBURGO, P. C.; LINS, J. R. S.; ANDRADE, C. A. **Dentística**: Procedimentos preventivos e restauradores. 2. ed. São Paulo: Santos, 1998, 509 p. 6 a. reimpressão.
- BEZZON, F.; ARIAS, V. G.; SOEIRO, C. R. M.; PIMENTA, L. A. F.; AMBROSANO, G. M. B. Avaliação da resistência à microtração de sistemas adesivos, utilizando-se concentrações e tempos de aplicação de NaOCl. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 17, p. 71, 2003. Suplemento, resumo lb 128.
- BRESCHI, L.; GOBBI, P.; CHERSONI, S.; MAZZOTTI, G.; PRATI, C. Effects of different acid and sodium hypochlorite treatments on dentin collagen: a FEISEM analysis. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 16, p. 77A-81A, 2003.
- BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 34, n. 6, p. 849-853, 1955.
- CARVALHO, R. M.; CIUCCHI, B.; SANO, H.; YOSHIYAMA, M.; PASHLEY, D. H. Resin diffusion through demineralized dentin matrix. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, São Paulo, v. 13, n. 4, p. 417-424, out./dez., 1999.
- CASTELLO, R. R.; OLIVEIRA, L. V.; SOEIRO, C. R. M.; PEREIRA, G. D. S.; PAULILLO, L. A. M. S. Influência da camada híbrida na resistência adesiva à microtração de 2 sistemas adesivos após 1 anos de armazenamento em água. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 17, p. 243, 2003. Suplemento, resumo Pc268.
- CHERSONI, S.; PRATI, C.; MONTANARI, G.; MONGIORGI, R. Effect of Collagen Layer on Self-etching Bonding Systems Adhesion. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 77, p. 238, 1998. Abstract: 1062.

COELHO, L. G. C.; ARAÚJO, M. A. M.; BALDUCCI, I. Estudo comparativo da resistência adesiva entre sistemas adesivos e tratamento dentinário com hipoclorito de sódio. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 18, p. 234, 2004. Suplemento, resumo Pc251.

DI RENZO, M.; ELLIS, T. H.; STANGEL, I. A photoacoustic FTIRS study of the chemical modifications of human dentin surfaces: II. Deproteinization. **Biomater.**, Surrey, v. 22, p. 193-7, 2001.

ELIAS, E. R.; SOEIRO, C. R. M.; ARIAS, V. G.; PIMENTA, L. A. F. Efeito do uso de solução de hipoclorito de sódio 10% na força de adesão de três sistemas adesivos. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 16, p. 55. 2002. Suplemento, resumo la 185.

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

FANNING, D. E.; WAKWFIELD, C.; ROBBINS, J. W.; BAGLEY, A. L. Effect of a filled adhesive on bond strength of three dentinal bonding agents. **Gen. Dent.**, Chicago, v. 43, n. 3, p. 256-62, 1995.

FRANKENBERGER, R.; KRÄMER, N.; OBERSCHACHTSIEK, H.; PETSCHERT, A. Dentin Bond Strength and Marginal Adaption After NaOCl Pre-Treatment. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 25, p. 40-5, 2000.

GARBEROGLIO, R.; BRÄNNSTRÖN, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. **Arch. Oral Biol.**, Elmsford, v. 21, p. 355-62, 1976.

GWINNETT, A. J.; TAY, F. R.; PANG, K. M.; WEI, S. H. Y. Quantitative contribution of the collagen network in dentin hybridization. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 9, p. 140-4, 1996.

HENOSTRAZA, H. B. **Adhesión en Odontología Restauradora**. Editora Maio. 454 p. 2003.

INABA, D.; DUSCHNER, H.; JONGEBLOED, W.; ODELIUS, H.; TAKAGI, O. The effects of a sodium hypochlorite treatment on demineralized root dentin. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 103, p. 368-74, 1995.

INAI, N.; KANEMURA, N.; TAGAMI, J.; WATANABE, L. G.; MARSHALL, S. L.; MARSHALL, G. W. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 11, p. 123-7, 1998.

ISHIZUKA, T.; KATAOKA, H.; YOSHIOKA, T.; SUDA, H.; IWASAKI, N.; TAKAHASSHI, H.; NISHIMURA, F. Effect of NaOCl treatment on bonding to root canal dentin using a new evaluation method. **Dent. Mat. J.**, Shikata, v. 20, n. 01, p. 24-33, 2001.

KANKA III, J.; SANDRIK, J.: Bonding to dentin. Clues to mechanism of adhesion. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 11, p. 154-9, 1998.

KATCHBURIAN, E. ARANA, V. **Histologia e embriologia oral: Texto - Atlas - Correlações Clínicas.** São Paulo: Panamericana. 381 p. 1999.

LAI, S. C. N.; MAK, Y. F.; CHEUNG, G. S. P.; OSÓRIO, R.; TOLEDANO, M.; CARVALHO, R. M.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H. Reversal of Compromised Bonding to Oxidized Etched Dentin. **J. Dent. R.**, Washington, v. 80, n. 10, p. 1919-24, 2001.

MARSHALL JR, G. W.; YUCEL, N.; BALLOCH, M.; KINNEY, J. H.; HABELITZ, S.; MARSHALL, S, J. Sodium hypochlorite alterations of dentin and dentin collagen. **Surf. Sci.**, Amsterdam, v. 491, p. 444-55, 2001.

MARSHALL, G. W.; MARSALL, S. J.; KINNEY, J. H.; BALOOCH, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J. Dent.**, Kidlington, v. 25, p. 441-458, 1997.

MORRIS, M. D.; AGEE, K. A.; BOUILLAGUET, S.; PASHLEY, D. H. Effect of sodium hypochlorite and RC-Prep on bond strengths of resin cement to endodontic surfaces. **J. Endodon.**, Baltimore, v. 27, n. 12, p. 753-7, 2001.

MUNKSGAARD, E. C. Wet or dry, normal or deproteinized surfaces as substrate for dentin adhesives. **Acta Odontol. Scand.**, Oslo, v. 60, p. 60-4, 2002.

NAKABAYASHI, N. Adhesive bonding with 4-META. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 5, p. 125-30, 1992. Supplement.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 16, p. 265-73, 1982.

NASSIF, A. C. S.; IMPARATO, J. C. P.; RAMOS, D. L. P.; TIERI, F.; MATSUMOTO, I. T.; FRANCHIM, G. H.; MARIN, G.; BÖNECKER, M. J. S.; TOLLARA, M. N.; VANZELLI, M.; BEGOSSO, M. P.; BARRETO, P. A.; GABRIELLI FILHO, P. A.; ANA, P. A.; BRASIL, S. A.; BOTTA, S. B.; ARDENGHI, T. M. **Banco de Dentes Humanos.** Curitiba: maio. 2003, 190 p.

NIKAIDO, T.; TAKANO, Y.; SUSAFUCHI, Y.; BURROW, M. F. Bond strengths to endodontically-treated teeth. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 12, p. 177-80, 1999.

OSÓRIO, R.; CEBALLOS, L.; TAY, F.; CABREZIRO-VILCHEZ, M. A.; TOLEDANO, M. Effect of sodium hypochlorite on dentin bonding with a polyalkenoic and acid-containing adhesive system. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 60, p. 316-24, 2002.

PASHLEY, D. H. Dentin: a dynamic substrate – a review. **Scan. Microsc.**, Chicago, v. 3, p. 161-76, 1989.

PASHLEY, D. H.; TAO, L.; BOYD, L.; KING, G. E.; HORNER, J. A. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentin. **Arch. Oral Biol.**, Elmsford, v. 33, n. 4, p. 265-70, 1988.

PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B.; VANHERLE, G.; LOPES, A. L. B. Field emission SEM comparison of four postfixation drying techniques for human dentin. **J. Biomed. Mat. Res.**, Hoboken, v. 29, p. 1111-20, 1995.

PERDIGÃO, J.; LOPES, M.; GERALDELI, S.; LOPES, G. C.; GARCÍA-GODOY, F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding **Dent. Mater.**, Oxford, v. 16, p. 311-23, 2000.

PERDIGÃO, J.; THOMPSON, J. Y.; TOLEDANO, M.; OSÓRIO, R. An ultra-morphological characterization of collagen-depleted etched dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 12, p. 250-5, 1999.

PHRUKKANON, S.; BURROW, M. F.; HARTLEY, P. G.; TYAS, M. J. The influence of the modification etched bovine dentin on bond strengths. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 16, p. 255-65, 2000.

PIOCH, T.; KOBASLIJA, S.; HUSEINBEGOVIC, A.; MÜLLER, K.; DÖRFER, C. The effect of NaOCl dentin treatment on nanoleakage formation. **J. Biomed. Mater. Res.**, Hoboken, v. 56, p. 578-83, 2001.

PIOCH, T.; KOBASLIJA, S.; SCHAGEN, B.; GÖTZ, H. Interfacial Micromorphology and tensile Bond Strength of Dentin Systems after NaOCl Treatment. **J. Adhesive Dent.**, Carol Stream, v. 2: 135-42, 1999.

PRATI, C.; CHERSONI, S.; PASHLEY, D. H. Effect of removal of surface collagen fibril on resin-dentin bonding. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 15, p. 323-31, 1999.

PUCCI, C. R.; ARAÚJO, M. A. M. MARTON, R.; ARAÚJO, R. M. Remoção do colágeno e resistência adesiva. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 18, p. 140, 2004. Suplemento, resumo Pa236.

SABOIA, V. P. A.; MACEDO, G. V.; GOES, D. R.; PIMENTA, L. A. F. Efeito da remoção do colágeno na resistência ao cisalhamento de adesivos à base de água. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 16, p. 245, 2002. Suplemento, resumo Pc 238.

SABOIA, V. P. A.; PIMENTA, L. A. F. Efeito da remoção do colágeno na adesão à dentina. In: REUNIÃO CIENTÍFICA DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE PESQUISAS ODONTOLÓGICAS, 15., **Resumos da ...** Águas de São Pedro: USP, 1998, resumo B037.

SABOIA, V. P. A.; RODRIGUES, A. L.; PIMENTA, L. A. F. Effect of Collagen Removal on Shear Bond Strength of Two Single-Bottle Adhesive Systems. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 25, p. 395-400, 2000.

SAKAE, T.; MISHIMA, H.; KOZAWA, Y. Changes in bovine dentin mineral with sodium hypochlorite treatment. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 67, n. 9, p. 1229-34, 1988.

SANO, H.; TAKATSU, T.; CIUCHI, B.; HORNER, J. A.; MATTHEWS, W. G.; PASHLEY, D. H. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 20, p. 18-25, 1995.

SOEIRO, C. R. M.; ARIAS, V. G.; ELIAS, E. R.; PIMENTA, L. A. F. Efeito do gel e da solução de hipoclorito de sódio 10% na força de adesão de três sistemas adesivos à base de acetona. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 16, p. 79, 2002. Suplemento, resumo lb147.

SOEIRO, C. R. M.; CASTRO, A. K. B.; ARIAS, V. G.; PIMENTA, L. A. F.; AMBROSANO, G. M. B.: Avaliação a longo prazo da efetividade de união de dois sistemas adesivos em dentina desprovida de colágeno. **Pesq. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 17, p. 140, 2003. Suplemento, resumo Pb 262.

SOUZA, F. B.; VICENTE SILVA, C. H.; MENEZES FILHO, P. F.; PEDROZA GUIMARÃES, R. Restaurações Adesivas sem Condicionamento Ácido. **Rev. ABO Nac.**, São Paulo, v. 12, n. 1, p. 75, 2004. Suplemento 1, resumo p90.

SPENCER, P.; SWAFFORD, J. R. Unprotected protein at the dentin-adhesive interface. **Quintessence Int.**, New Malden, v. 30, p. 501-7, 1999.

STANINEC, M.; KAWAKAMI, M. Adhesion and Microleakage tests of one-bottle adhesives. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 6, n. 3, p. 204-8, 1993.

TANAKA, J.; NAKAI, H. Application of root canal cleaning agents having dissolving abilities of collagen to the surface treatment for enhanced bonding of resin to dentin. **Dent. Mat. J.**, Shikata, v. 12, n. 02, p. 196-208, 1993.

TOLEDANO, M.; PERDIGÃO, J.; OSÓRIO, E.; OSÓRIO, R.: Influence of NaOCl deproteinization on shear bond strength in function of dentin depth. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 15, p. 252-5, 2002.

TOLEDANO, M.; PERDIGÃO, J.; OSORIO, R.; OSORIO, E. Effect of Dentin Deproteinization on Microleakage of Class V Composite Restorations. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 25, p. 497-504, 2000.

UCEDA-GÓMEZ, N.; REIS, A.; CARRILHO, M. R. O.; LOGUERCIO, A. D.; RODRIGUES FILHO, L. E. Effect of sodium hypochlorite on the bond strength of an adhesive system to superficial and deep dentin. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru, v. 11, n. 3, p. 223-8, 2003.

UNO, S. FINGER, W. J. Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. **Quintessence Int.**, New Malden, v. 26, p. 733-8, 1995.

VARELA, S. G.; RÁBADE, L. B.; LOMBARDELO, P. R.; SIXTO, J. M. L.; BAHILLO, J. D. G.; PARK, S. A.: In vitro study of endodontic post cementation protocols that use resin cements. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 89, p. 146-53, 2003.

VARGAS, M. A.; COBB, D. S.; ARMSTRONG, S. R. Resin-dentin shear bond strength and interfacial Ultrastructure with and without a hybrid layer. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 22, p. 159-66, 1997.

WAKABAYASHI, Y.; KONDOU, Y.; SUZUKI, K.; YATAMI, H; YAMASHITA, A. Effect of Dissolution of Collagen on Adhesion to Dentin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 7, n. 4, p. 302-6, 1994.

YIU, C. K. Y.; GARCÍA-GODOY, F.; TAY, F. R.; PASHLEY, D. H.; IMAZATO, S.; KING, N. M.; LAI, S. C. N. A nanoleakage perspective on bonding to oxidized dentin. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 81, n. 09, p. 628-32, 2002.

APÊNDICE

Valores médios de resistência adesiva dos espécimes estudados, das áreas de interface dos corpos de prova e desvio padrão.

Grupos Controle - 1								
Single Bond (SB)			Prime & Bond NT (PB)			One Coat Bond (OC)		
Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa
1	0,75	63,01	1	0,77	26,26	1	0,73	53,32
2	0,74	59,51	2	0,75	22,94	2	0,80	45,69
3	0,74	69,19	3	0,73	27,77	3	0,78	44,08
4	0,82	60,15	4	0,84	38,86	4	0,84	65,26
5	0,85	70,29	5	0,74	38,60	5	0,78	56,10
6	0,77	42,06	6	0,73	35,98	6	0,75	61,38
Média	0,78	60,70	Média	0,76	31,73	Média	0,78	54,30
DP	0,05	10,18	DP	0,04	6,91	DP	0,04	8,40
PQ1 (PQ)			Clearfil SE Bond (SE)			One Up Bond F (OU)		
Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa
1	0,83	43,89	Média	0,80	52,67	1	0,81	36,25
2	0,84	51,01	Média	0,78	48,36	2	0,78	54,82
3	0,81	37,91	Média	0,77	23,90	3	0,81	28,60
4	0,75	42,46	Média	0,85	43,92	4	0,73	45,44
5	0,86	36,50	Média	0,81	45,03	5	0,85	44,73
6	0,76	22,91	Média	0,78	50,81	6	0,77	43,35
Média	0,81	39,11	Média	0,80	44,11	Média	0,79	42,20
DP	0,04	9,45	DP	0,03	10,45	DP	0,04	8,92

Continua →

Grupos Remoção do Colágeno - 2								
Single Bond (SB)			Prime & Bond NT (PB)			One Coat Bond (OC)		
Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa
1	0,84	49,28	1	0,68	61,20	1	0,71	69,70
2	0,75	24,76	2	0,70	55,59	2	0,77	58,11
3	0,80	49,31	3	0,71	54,93	3	0,78	37,44
4	0,90	29,63	4	0,77	69,27	4	0,81	49,83
5	0,82	34,68	5	0,80	61,02	5	0,78	44,04
6	0,84	46,80	6	0,81	67,19	6	0,88	48,31
Média	0,83	39,08	Média	0,75	61,53	Média	0,79	51,24
DP	0,05	10,79	DP	0,06	5,85	DP	0,06	11,32
PQ1 (PQ)			Clearfil SE Bond (SE)			One Up Bond F (OU)		
Dente	Área	MPa	Dente	Área	MPa	Dente	Área	mPa
1	0,81	65,06	1	0,76	44,51	1	0,78	47,98
2	0,82	43,96	2	0,78	52,25	2	0,86	41,69
3	0,84	50,62	3	0,76	37,92	3	0,78	49,89
4	0,79	52,01	4	0,77	65,70	4	0,81	37,99
5	0,72	72,95	5	0,83	43,27	5	0,86	30,46
6	0,80	64,46	6	0,80	62,34	6	0,79	33,08
Média	0,80	58,18	Média	0,78	51,00	Média	0,81	40,18
DP	0,04	10,98	DP	0,03	11,13	DP	0,04	7,84

ANEXO

Declaração do Comitê de Ética em Pesquisa.



SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO
Comitê de Ética em Pesquisa

Of. Nº 2332003-CEP/CCS

Recife, 11 de agosto de 2003.

Ref. Protocolo nº 118-2003/CEP-CCS intitulado "INFLUÊNCIA DA REMOÇÃO DO COLÁGENO SOBRE A ADESÃO DENTINÁRIA".

Senhor (a) Pesquisador (a)

Informamos que o Comitê de Ética em Pesquisa envolvendo seres humanos do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal de Pernambuco CEP/CCS/UFPE analisou, de acordo com a Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, o protocolo de pesquisa em epígrafe aprovando-o e liberando-o para início da coleta de dados em 04 de agosto de 2003.

Ressaltamos que o pesquisador responsável deverá apresentar relatório, em 30/12/03.

Atenciosamente,


 Profª Vânia Pinheiro Ramos
Vice-coordenadora do Comitê de Ética
em Pesquisa CCS/UFPE

A
FÁBIO BARBOSA DE SOUZA
Mestrado em Odontologia - CCS/UFPE