

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

**EFEITO DO NAOCL A 10% E DA APLICAÇÃO DO COMPÓSITO DE
BAIXA VISCOSIDADE SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO
COMPÓSITO-DENTINA**

NAYANA BARBOSA DE PÁDUA

**NATAL
2006**

Livros Grátis

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

Milhares de livros grátis para download.

NAYANA BARBOSA DE PÁDUA

**EFEITO DO NAOCL A 10% E DA APLICAÇÃO DO
COMPÓSITO DE BAIXA VISCOSIDADE SOBRE A
RESISTÊNCIA DA UNIÃO COMPÓSITO-DENTINA**

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

Orientador: Alex José Souza dos Santos

NATAL

2006

NAYANA BARBOSA DE PÁDUA

EFEITO DO NAOCL A 10% E DA APLICAÇÃO DO COMPÓSITO DE
BAIXA VISCOSIDADE SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO
COMPÓSITO-DENTINA

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

Data da Aprovação ____/____/____

Prof. Dr. Alex José Souza dos Santos (Orientador)

Profa. Dra. Claudia Tavares Machado (UnP)

Profa. Dra. Suhem Lauer (UFRN)

NATAL
2006

E P Í G R A F E

**“A verdadeira viagem de descoberta não
consiste em sair a procura de novas
paisagens, mas em possuir novos olhos”.**

(Marcel Proust)

DEDICATÓRIA

À Deus,

Por ter me concedido o milagre da vida e me abençoando e iluminando em todos os meus caminhos.

Aos meus pais,

Pádua Júnior e Joyce Pádua,

Dedico esse trabalho por me incentivarem sempre a levantar em cada queda, por me guiarem cada vez que estive sem rota e sem direção, por ajudarem a alcançar meus objetivos e sonhos, pelo apoio incondicional, por verem sempre o melhor de mim e pelo carinho em todas as horas. Espero um dia chegar a me tornar pais como vocês. Eu me espelho em vocês! Obrigada! Amo Vocês!

Ao meu orientador,

Prof. Dr. Alex Santos,

Por ajudar-me a concretizar este trabalho, estando ao meu lado em todos os momentos: nas tristezas me dando força, nos desânimos me confortando, nas decepções me fazendo sempre tirar uma lição, nas alegrias vibrando e comemorando junto comigo. Durante o curso do mestrado tornou-se muito mais que um professor, demonstrando sempre compreensão, paciência, dedicação e confiança. Mostrou-me a importância da determinação na realização dos nossos sonhos. Você é um AMIGO-IRMÃO!

A G R A D E C I M E N T O S

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

À Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação, nas pessoas das Profas. Dras. Lecy de Maria Araújo Gadelha Fernandes e Edja Maria Melo de Brito Costa, pela atenção e apoio.

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

Ao Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nas pessoas de sua coordenadora, Profa. Dra. Rejane Andrade de Carvalho, e de sua vice-coordenadora, Profa. Dra. Rosângela Lustosa D'Ávila Pinheiro Daniel, que apostaram em nossa capacidade e fizeram com que eu descobrisse o prazer de lecionar e pesquisar.

Aos professores do curso de mestrado, pelo incentivo e contribuições preciosas a minha formação. Obrigada, pela motivação de cada um!

À Universidade Federal do Rio Grande do Norte, nas pessoas do Prof. Dr. Antonio Eduardo Martinelli e Profa. Dra. Dulce Maria de Araújo Melo por permitirem a utilização das dependências do Laboratório de Materiais, em especial, do Laboratório de Ensaios Mecânicos para utilização da Máquina Universal de Ensaios.

Às minhas irmãs, Juliana, Luana e Liceana, pela ajuda em superar as dificuldades de cada dia, pelos incentivos a cada partida, por sempre estarem do meu lado mesmo distante.

Ao meu avô Bandeira, que esteve sempre me apoiando e torcendo em cada desafio da minha vida. Pessoa da minha mais alta admiração, dando sempre o exemplo belíssimo a toda a família com seu amor e dedicação a cada um.

À minha amiga, Carol, meu braço direito, companheira maravilhosa em todas as horas, uma pessoa extraordinária, sempre paciente, compreensiva e dedicada aos

trabalhos. Obrigada por dividir comigo cada emoção do mestrado, que foram muitas, e por ajudar a me tornar cada dia uma pessoa melhor. Minha eterna gratidão!

Às minhas amigas de apartamento, Mari, Carmem e Syl, que compartilharam comigo todo o cotidiano do curso de mestrado, convivendo como irmãs, dividindo alegrias e obrigações.

Aos amigos do apartamento, Henrique, Vagner e Cavalcante, cada um de um lugar diferente e com suas respectivas personalidades, cada um com qualidades distintas, mas demonstrando sempre carinho e compreensão.

À minha amiga Bruna, que com sua determinação me ensinou que devemos ser perseverante nas nossas lutas.

Às minhas amigas, Andressa e Priscila, que me acompanharam em cada etapa de realização desse trabalho, sempre dispostas a colaborar e ajudar-me a superar cada obstáculo. Adoro vocês!

À tia Syrleine e ao tio Aníbal, pela acolhida em Natal de forma tão carinhosa.

Ao Flank, doutorando da UFRN, que me ajudou a realizar o teste de tração e esteve sempre compreensivo com as nossas dúvidas e imprevistos.

A todos os amigos mestrandos que, com as nossas trocas de experiências, me fizeram crescer como pessoa e profissionalmente.

À TORMEC, na pessoa de Genilson, que colaborou com o planejamento e execução do aparato de microtração para a Máquina Universal de Ensaios.

Aos funcionários, Bruno, Gracinha e Renata, sempre dispostos a ajudar-me com suas indispensáveis funções na UnP.

Às amigas, Robertha, Rita, Denise e Karinn, amigas que mesmo de longe sempre estiveram me incentivando a prosseguir e acreditando nas minhas idealizações.

Aos meus cunhados, Carlos André e Segundo, pela amizade e incentivo sempre presentes.

À Amparo, Maria e Cadu que, de forma indireta, contribuíram por estarem sempre cuidando da minha família, o que sempre me deixou bem mais tranqüila para minhas viagens.

Aos meus amigos que conquistei em Natal, que foram uma família, dando-me suporte durante a minha estadia em Natal e fizeram com que eu me apaixonasse por essa cidade.

A todas as pessoas que direta ou indiretamente participaram desse trabalho ou fizeram minha vida mais fácil nesta jornada. A todos vocês, o meu muito obrigado!

S U M Á R I O

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	REVISÃO DE LITERATURA	20
2.1	Adesão à Estrutura Dentária	21
2.2	Camada Híbrida	23
2.3	Problemas com o Estabelecimento da Camada Híbrida	24
2.4	Desproteção do Substrato Dentinário	26
2.5	Camada Elástica	32
2.6	Ensaio de Microtração	35
3	PROPOSIÇÃO	37
4	MATERIAL E MÉTODOS	39
4.1	Material	40
4.2	Delineamento Experimental	41
4.3	Seleção e Armazenamento dos Dentes	42
4.4	Confeção das Cavidades	42
4.5	Técnica Restauradora	45
4.6	Obtenção dos Espécimes	48
4.7	Ensaio de Microtração Sobre a União Adesiva em Dentina	49
5	RESULTADOS	52
5.1	Ensaio de Resistência da União à Microtração	53
5.2	Avaliação da Perda de Palitos	55
6	DISCUSSÃO	58
7	CONCLUSÃO	68
	REFERÊNCIAS	70
	ANEXOS	81

R E S U M M O

RESUMO

EFEITO DO NaOCl A 10% E DA APLICAÇÃO DO COMPÓSITO DE BAIXA VISCOSIDADE SOBRE A RESISTÊNCIA DA UNIÃO COMPÓSITO-DENTINA

O Objetivo desse estudo foi avaliar o efeito do tratamento da dentina com NaOCl a 10% e da aplicação ou não de um compósito de baixa viscosidade (CBV) sobre a resistência da união compósito-dentina em cavidades Classe I. Vinte terceiros molares humanos, recém-extraídos, tiveram o esmalte oclusal removido para expor uma superfície plana de dentina. As superfícies foram abrasionadas e planificadas com lixa SiC (#600). Uma matriz de aço com desenho tridimensional de um tronco de pirâmide foi confeccionada com 5 mm de lado na base menor, 6 mm de lado na base maior e 5 mm de altura. Essa matriz foi posicionada no centro da superfície plana do dente com toda a sua base menor em íntimo contato apenas com a dentina. Paredes de resina foram levantadas em torno da matriz numa altura de 3 mm, formando assim uma cavidade Classe I com dimensões de 5 X 5 X 3 mm de profundidade (fator-C \cong 4,5). As cavidades foram restauradas de acordo com 4 protocolos a seguir: G1 (SB), condicionamento ácido da dentina + adesivo Single Bond; G2 (NaOCl+SB), condicionamento ácido da dentina + aplicação do NaOCl a 10% + Single Bond; G3 (SB+FF), condicionamento ácido da dentina + adesivo Single Bond + aplicação do compósito de baixa viscosidade Filtek Flow; G4 (NaOCl+SB+FF), condicionamento ácido da dentina + NaOCl a 10% + Single Bond + Filtek Flow. As cavidades foram restauradas com compósito TPH Spectrum, em incremento único. Os dentes foram preparados para o teste de microtração (μ T). Secções paralelas ao longo eixo longitudinal do dente nos sentidos méso-distal e vestibulo-lingual, com espessura aproximada de 0,8mm, foram realizadas para se obter os palitos para teste de microtração. Foram utilizados para o teste aproximadamente 6 palitos removidos da parede pulpar de cada cavidade. Os espécimes foram testados em um dispositivo de microtração em Máquina Universal de Ensaio (SHIMADZU) numa velocidade de 0,5mm/min até a fratura. Os dados, expressos em MPa, foram submetidos à análise de variância ANOVA (2 critérios) seguida pelo teste de Bonferroni ao nível de 5 % de significância. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística entre as técnicas adesivas ($p=0,7717$). Foi verificada diferença estatística entre as médias de resistência de união (MRU) dos grupos com associação ao CBV comparados aos grupos sem a associação. O grupo G4 (28,0 MPa) apresentou a maior MRU sem diferença estatística do grupo G3 (26,6 MPa). O grupo G2 (12,3 MPa) mostrou a menor MRU sem diferença estatística do grupo G1 (15,9 MPa). Houve uma perda de palitos na execução da metodologia e após o teste de correlação Spearman detectou-se uma correlação negativa entre a perda média de palitos e as MRUs. Conclui-se que o uso do NaOCl a 10% na técnica adesiva não influencia a resistência de união. No entanto, a utilização de CBV, como base, pode funcionar como zona de absorção de tensões, preservando a união e promovendo aumento dos valores de resistência de união.

Palavra-chave: desproteinização, compósito de baixa viscosidade, resistência de união.

A B S T R A C T

ABSTRACT

EFFECT OF NaOCl 10% AND THE APPLICATION OF LOW-VISCOSITY COMPOSITE ON RESIN/DENTIN BOND STRENGTH

The aim of this in vitro study was to evaluate the effect of NaOCl 10% as dentin superficial treatment and the application of a low-viscosity composite (LVC) on resin/dentin bond strength. Twenty human third molars, recently extracted, were divided in four experimental groups. The occlusal enamel was removed with a mechanical grinder perpendicular to the long axis of the tooth to expose a flat dentin surface. The teeth were ground flat using 600 grit SiC sandpaper under copious water cooling. A steel matrix with a three-dimensional shape of a trunk of pyramid was confectioned with 5 mm in smaller base side, 6 mm in biggest base side, and 5 mm of height. This matrix was positioned in the center of the flat surface, with the smaller base in close contact with the dentine. Resin walls of 3 mm height were made around of the matrix forming a Class I cavity with dimensions of 5 X 5 X 3 mm of depth (c-factor \cong 4.5). The cavities were restored in accordance with 4 followings protocols: G1 (SB), dentin etching + application of the Single Bond adhesive; G2 (NaOCl +SB), dentin etching + application of NaOCl 10% solution + Single Bond adhesive; G3 (SB+FF), superficial dentin etching + application of the Single Bond adhesive + application of the Filtek Flow low viscosity composite; G4 (NaOCl+SB+FF), dentin etching + NaOCl 10% + Single Bond adhesive + Filtek Flow. The cavities were restored with TPH Spectrum composite, in a bulk-filling increment. The teeth were prepared for microtensile bond strength (μ TBS). Each sample was sectioned parallel to long axle of the tooth in the mesio-distal and buccal-lingual directions, with thickness of 0,8mm. Thus, were obtained approximately 6 bonded beams specimens of the cavity pulpal floor. The specimens were tested in a Universal Testing Machine (SHIMADZU) in a traction cross-head speed of 0,5mm/min, until fracture. The data were analyzed using a two-way ANOVA and Bonferroni's Test for multiple comparisons at the 0.05 significance level. There was no statistical significant difference between adhesive techniques. Statistical significant differences were verified among μ TBS means of the LVC associated groups and the LVC no associated groups. The G4 (28.0 MPa) showed the highest μ TBS means without statistical significant difference of G3 (26.6 MPa). While, G2 (12.3MPa) showed the lower μ TBS mean without statistical significant difference of group G1 (15.9 MPa). There were lost of beams specimens in tooth sections, and was detected a negative Spearman's correlation between beams lost and bond strength values. The use of NaOCl 10 % had no influences on the μ TBS. However, the use of LVC, as intermediate material, can provide a stress absorbing layer, whereby increasing the resin/dentin bond strengths.

Key-words: desproteinization, low-viscosity composite, bond strength.

P125e

Pádua, Nayana Barbosa

Efeito do Naocl a 10% e da aplicação do compósito de baixa viscosidade sobre a resistência da união compósito-dentina / Nayana Barbosa Pádua. – Natal, 2006.

90f.

Dissertação (Mestrado em Odontologia). Universidade Potiguar. Pró-Reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação.
Bibliografia : 36-42.

1. Odontologia – dissertação. 2. Dentina - Naocl 10%. 3. Compósito de baixa viscosidade. I. Título.

RN/UnP/BCSF

CDU: 616.314(043)

I N T R O D U Ç Ã O

1 INTRODUÇÃO

A partir da introdução da técnica de condicionamento ácido do esmalte, por Buonocore (1955), o desenvolvimento de restaurações adesivas pôde ser uma realidade. Desde então os procedimentos adesivos estão sendo exaustivamente estudados (BUONOCORE, 1955; PASHLEY *et al.*, 1995).

Em esmalte, o tratamento com ácido fosfórico proporciona uma maior receptividade aos monômeros do adesivo devido ao aumento da sua energia de superfície e a formação de *tags* de resina dentro de microporosidades criadas pela dissolução de cristais de hidroxiapatita (BUONOCORE; MATSUI e GWINNETT, 1968). Na dentina, um substrato rico em proteínas (fibras colágenas), a adesão é feita com a completa eliminação da *smear layer* e *smear plugs* através do condicionamento ácido (FUSAYAMA *et al.*, 1979). A desobstrução da dentina inter e peritubular facilita a penetração do sistema adesivo, resultando na formação da camada híbrida e *tags* de resina (KANCA, 1992). Acredita-se que a eficiência dos correntes adesivos dentinários depende da infiltração destes monômeros hidrófilos entre as delicadas fibras colágenas expostas na estrutura da dentina condicionada (PERDIGÃO *et al.*, 1999).

Uma grande atenção tem sido dada acerca da deficiente ou incompleta penetração do adesivo na rede de colágeno (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; PASHLEY, HORNER, BREWER, 1992). O déficit de resina na área da rede de colágeno próximo a dentina inalterada ou ao redor de fibras colágenas individuais pode resultar em uma delicada zona dentro da camada híbrida susceptível à degradação hidrolítica (PASHLEY, HORNER e BREWER, 1992; SANO *et al.*, 1994b).

O hipoclorito de sódio (NaOCl) tem sido utilizado na dentina como um agente desproteinizante (SHELLIS, 1983). Várias pesquisas tem estudado o papel do NaOCl na permeabilidade e adesão dentinária (WAKABAYSHI *et al.*, 1994; VARGAS, COBB e ARMSTRONG, 1997). Entretanto, especula-se que o grande problema da hibridização com a estrutura de mineral da dentina, após tratamento com o NaOCl, é que a união poderá perder em elasticidade, quesito importante durante o processo de contração de polimerização dos compósitos.

Uma redução na tensão de contração tem sido atribuída ao agente de união dentinário, pelo baixo módulo de elasticidade tanto da própria camada de adesivo como da zona de interdifusão resina-dentina (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). A utilização de camadas mais espessas de adesivos sem carga (CHOI, CONDON e FERRANCANE, 2000) e de compósito de baixa viscosidade como forradores resinosos (SWIFT JR. *et al.*, 1996; BAYNE *et al.*, 1998; UNTERBRINK e LIEBENBERG, 1999) parece ser vantajosa na redução das tensões de contração de polimerização.

A remoção do colágeno, com o uso do hipoclorito de sódio, para realização da união com as estruturas minerais poderia promover uma camada elástica mais rígida e, assim, diminuir a capacidade de absorção de tensões de contração de polimerização e, conseqüentemente, os valores de união ao substrato. Nessa situação, o aumento da camada de baixo módulo de elasticidade com a interposição de um forrador resinoso de baixa viscosidade poderia recuperar esse potencial elástico favorecendo a união e aumentando os valores de resistência adesiva. Assim, este estudo teve por objetivo investigar a influência do tipo de tratamento do substrato (condicionamento ácido ou desproteínização) e do desempenho da camada elástica formada (com ou sem a interposição de um compósito de baixa viscosidade) sobre a resistência da união dentina-compósito em cavidades de alta configuração cavitária.

REVISOES DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ADESÃO À ESTRUTURA DENTÁRIA

O desenvolvimento da odontologia restauradora adesiva foi possível a partir de Buonocore, em 1955, que apresentou o tratamento superficial do esmalte com ácidos, objetivando o aumento da retenção da resina acrílica. Foram utilizados o fosfomolibdato a 50%, contendo tungstênio de sódio, em união com uma solução de ácido oxálico a 10% e o ácido fosfórico a 85%. Os resultados demonstraram um aumento de retenção das resinas acrílicas, quando comparadas com os dentes não tratados, sendo a maior retenção para os dentes condicionados com ácido fosfórico (BUONOCORE, 1955).

O uso dos condicionadores ácidos proporciona ao esmalte mais receptividade para o fluido do adesivo resinoso devido ao aumento da energia de superfície e à formação de *tags* de resina dentro das porosidades criadas pela dissolução dos cristais de hidroxiapatita (GWINNETT e MATSUI, 1967; BUONOCORE, MATSUI e GWINNETT, 1968; SWIFT, PERDIGÃO e HEYMANN, 1995). A formação de *tags* de resina, prolongamentos resinosos no interior das irregularidades criadas pelos ácidos, é o principal mecanismo da união das resinas ao esmalte condicionado (KUGEL e FERRARI, 2000).

O condicionamento ácido na superfície do esmalte remove cerca de 10 micrometros (μm) de sua camada superficial e uma camada porosa (microporosidades) de 5 a 50 μm é formada (CARVALHO, LIMA e DE MARCO, 2002). Por causa dos componentes inorgânicos do esmalte, o condicionamento ácido produz dissolução interprismática e prismática, criando irregularidades nas quais a resina penetra formando os *tags*, que depois de polimerizada cria uma retenção micromecânica (KUGEL e FERRARI, 2000). A qualidade da união ao esmalte depende das irregularidades superficiais obtidas e da capacidade de penetração do material resinoso nelas. O ácido fosfórico provoca desmineralização seletiva nos prismas de esmalte, que resulta em padrões morfológicos distintos: tipo I: dissolução do centro dos prismas; tipo II: dissolução da periferia dos prismas; tipo III: menos distinto, uma mistura dos anteriores (GWINNETT, 1971).

Justamente pelo seu alto conteúdo inorgânico (92% do volume de hidroxiapatita e pouco conteúdo de água) uma forte adesão micromecânica entre a resina e um substrato de esmalte tem sido relatada, produzindo restaurações adesivas duráveis e com mínima microinfiltração (SWIFT, PERDIGÃO e HEYMANN, 1995).

Em contraste com o esmalte, a composição da dentina consiste em apenas 45% do volume de conteúdo inorgânico de hidroxiapatita, aleatoriamente arranjada numa matriz orgânica de colágeno. É um substrato dinâmico com uma estrutura orgânica complexa e atividade biológica que impossibilita o estabelecimento de uma adesão confiável e durável (SWIFT, PERDIGÃO e HEYMANN, 1995).

O alto conteúdo orgânico e estrutura tubular da dentina, assim como, os processos odontoblásticos e o fluxo de fluidos fazem a adesão à dentina difícil de alcançar (PASHLEY, 1990), com a resistência e a integridade dessa adesão se mostrando inferiores às do esmalte (HEYMANN e BAYNE, 1993; BAYNE, HEYMANN e SWIFT, 1994; SWIFT, PERDIGÃO e HEYMANN, 1995).

Mesmo dentro da própria dentina existem diferenças morfológicas importantes. Estima-se que a porcentagem de área tubular e diâmetro dos túbulos variam de 22% e 2,5 μm , próximo à polpa, até 1% e 0,8 μm , próximo à junção amelo-dentinária (JAD) respectivamente (GARBEROGLIO e BRANNSTROM, 1976; PASHLEY, 1989). Isso quer dizer que a dentina superficial é composta principalmente de dentina intertubular, enquanto a dentina profunda, próximo à polpa, especialmente após condicionamento ácido, é composta de túbulos dentinários em forma de funil com muito menos dentina intertubular (GARBEROGLIO e BRANNSTROM, 1976). Assim, a área da matriz intertubular variaria de 96% próximo à JAD a 12% na pré-dentina, enquanto a dentina peritubular ocuparia de 3% a 60% (PASHLEY, 1989).

Os primeiros esforços para alcançar uma adesão micromecânica na dentina resultaram em uma adesão muito limitada devido a várias razões: a dentina peritubular é preferencialmente condicionada, resultando na abertura dos túbulos em forma de funil, as quais não conduziam a um travamento micromecânico; as resinas eram em sua maioria hidrófobas e não podiam deslocar os fluidos dentinários e assim não penetravam muito bem nas paredes intertubulares ou na zona tubular desmineralizada; e a contração de polimerização tendia a reduzir os *tags*, deixando-os distantes das paredes (MARSHALL *et al.*, 1997).

Esforços foram feitos para criar uma larga variedade de agentes de união designados a formar uma adesão química com a apatita ou colágeno, os componentes da estrutura dentinária. Essas abordagens incluíram tentativas de adesão com a fase mineral via quelação ou formação coordenada de adesão com o cálcio; formação de adesão covalente via reação do colágeno com glutaraldeído e 2-hidroxietil metacrilato (HEMA); enxerto de colágeno; e reação com o dente seguida de modificação química (BOWEN e MARJENHOFF, 1992). Até agora esses métodos tem resultado em uma força de adesão dentinária não tão alta e durável como desejado. Aparentemente, parece que o elemento chave da adesão está intimamente associado ao adesivo e ao substrato (MARSHALL *et al.*, 1997).

2.2 CAMADA HÍBRIDA

O condicionamento ácido total, em esmalte e dentina, foi primeiramente proposto por Fusayama *et al.*, em 1979, e permitiu a completa eliminação da *smear layer* e *smear plug*. Ao invés de contar com diferentes agentes para a dissolução da *smear layer*, muito dos atuais sistemas adesivos foram designados para prover uma adesão dentinária através da interação dos monômeros hidrófilos dissolvidos em um solvente orgânico com um tecido úmido rico em fibras colágenas (VAN MEERBEEK *et al.*, 1998). Os altos valores de resistência de união ($\pm 16-26$ MPa) recentemente descritos por muitos pesquisadores (PRATI e PASHLEY, 1992; YOSHIYAMA *et al.*, 1996; PERDIGÃO *et al.*, 2000; SANTOS, 2003) com o uso das novas gerações de sistemas adesivos é considerada como responsável pela melhora clínica das restaurações com resina composta (PRATI, CHERSONI e PASHLEY, 1999).

O condicionamento ácido da dentina é necessário para remover a *smear layer* e expor as fibras colágenas da matriz dentinária, deixando a dentina preparada para a penetração do adesivo. Na seqüência, é usado um *primer* hidrófilo que facilita a penetração dos monômeros resinosos dentro do substrato dentinário desmineralizado (NAKABAYASHI, 1991). A subsequente polimerização cria uma zona transitória de dentina reforçada por resina, chamada “camada híbrida”, entre o compósito e a dentina inalterada, a qual foi primeiramente descrita por Nakabayashi (NAKABAYASHI, 1982; NAKABAYASHI, KOJIMA e MASUHARA, 1982).

A camada híbrida refere-se ao infiltrado resinoso na dentina intertubular desmineralizada, e dela partem prolongamentos resinosos em cada túbulo dentinário chamados de *tags* de resina. Esses *tags*, mais frequentemente na dentina profunda, representam a menor fração da adesão sobre a superfície dentinária, já que eles não são firmemente aderidos às paredes dos túbulos (PASHLEY *et al.*, 1995).

A penetração dos monômeros resinosos na estrutura dental tem sido aceita como o principal mecanismo de união entre ela e a restauração, porém, a infiltração uniforme dos monômeros hidrofílicos em toda a dentina desmineralizada raramente é um padrão encontrado (SATO e MIYAZAKI, 2005). A permeabilidade do tecido dentinário permite a infiltração dos componentes adesivos; assim a união entre a estrutura dentária e a resina composta depende da boa penetração dos monômeros adesivos nos espaços criados pelo condicionamento ácido, além da interação destes com a rede de fibras colágenas, criando uma extensa área de microembricamento, onde a polimerização dos componentes resinosos forma a camada híbrida (GWINNETT, 1994; PERDIGÃO, LAMBRECHTS e VAN MEERBEEK, 1996; BOUILLAGUET *et al.*, 2001).

2.3 PROBLEMAS COM O ESTABELECIMENTO DA CAMADA HÍBRIDA

Idealmente, o entrelaçamento da resina com a dentina parcialmente condicionada deve ser totalmente realizado do topo até o fundo da área intertubular desmineralizada (TAY, GWINNETT e WEI, 1996). Contudo, esse entrelaçamento depende de vários fatores, tais como a agressividade do ácido, a condição da umidade da superfície dentinária após condicionamento, o tipo de adesivo e a difusibilidade dele dentro dos microporos expostos na rede de colágenos (VAN MEERBEEK *et al.*, 1998). Assim, a qualidade da hibridização parece depender de inúmeros fatores, bem como, pode apresentar alguns pontos críticos, os quais tornam a técnica sensível.

A espessura e a qualidade da região hibridizada dependem de fatores, tais como, as condições do substrato dentinário em relação à presença e quantidade de umidade. Quando em excesso, a umidade pode promover perda da qualidade da camada híbrida, devido à diluição do *primer* e dificuldades de penetração dos

monômeros hidrofílicos ao longo da dentina desmineralizada (FINGER, INOUCÉ e ASMUSSEN, 1994; TAY, GWINNETT e WEI, 1994; PERDIGÃO, LAMBRECHTS e VAN MEERBEEK, 1996). Em outro extremo, a desidratação da dentina, pela aplicação do ar comprimido, no intuito de remover o excesso de água ou secar a cavidade após a aplicação do ácido, também pode reduzir a qualidade e espessura da camada híbrida. Esta prática pode inviabilizar a penetração dos agentes adesivos na região desmineralizada, por provocar o colapso de rede de fibras colágenas, devido à tensão causada pela desidratação e, conseqüentemente, à diminuição dos espaços disponíveis para a infiltração do adesivo (GWINNETT, 1994). Essa desidratação resulta numa abrupta redução da permeabilidade da matriz dentinária, comprometendo a infiltração dos monômeros hidrófilos da resina e subseqüente formação da camada híbrida (CARVALHO *et al.*, 1996).

A formação da camada híbrida parece ser influenciada por uma forte relação entre a composição de cada agente de adesão empregado e o grau de umidade ideal para a superfície dentinária. Como resultado, um grau diferente de umidade da superfície é necessário para cada sistema adesivo, dificultando o estabelecimento de tais especificações devido a uma grande variedade de materiais presentes no mercado (REIS *et al.*, 2001; REIS *et al.*, 2003).

A profundidade da desmineralização dentinária tem se tornado um importante quesito na adesão dentinária. Vários autores têm expressado alguns anseios sobre a deficiente e incompleta penetração do adesivo nas microporosidades da rede de colágenos (PASHLEY, HORNER e BREWER, 1992; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Após o condicionamento e subseqüente secagem, monômeros hidrofílicos difundem através da dentina desmineralizada estabilizando a rede de fibras colágenas e deslocando a água com monômeros polimerizados. Finalmente, o adesivo é aplicado na dentina condicionada e é polimerizado (BOUILLAGUET *et al.*, 2001). A incompleta penetração dos monômeros resinosos na dentina desmineralizada resultará em zonas susceptíveis a degradação hidrolítica, uma camada fraca com colágeno sem a proteção da hidroxiapatita e sem o encapsulamento da resina (PASHLEY, HORNER, e BREWER, 1992; SANO *et al.*, 1994b; TAY; GWINNETT; WEI, 1994), afetando a durabilidade da adesão dentinária (YAMAUTI *et al.*, 2003).

Vários estudos *in vivo* têm dado evidências morfológicas de degradação hidrolítica da matriz colágena com o passar da idade da adesão resina-dentina (SANO *et al.*, 1999, HASHIMOTO *et al.*, 2000). A degradação da resina através

polímeros higrogéis hidroliticamente instáveis dentro da camada híbrida (WANG e SPENCER, 2003) pode continuar a ocorrer através de canais de nanoinfiltrações com a idade, apresentando uma prévia susceptibilidade da matriz colágena infiltrada por resina ser atacada por enzimas proteolíticas. Isto provavelmente explica o desaparecimento quase completo da camada híbrida depois de 4 anos de armazenamento em água (DE MUNCK *et al.*, 2003).

Há um consenso geral que a adesão resina-dentina criada pelos adesivos dentinário hidrófilos deteriora-se com o tempo (DE MUNCK *et al.*, 2003), muito provavelmente por causa da degradação hidrolítica do conteúdo orgânico da dentina que não foi envolvido pelo adesivo (PASHLEY *et al.*, 1995). Além disso, a manutenção da permeabilidade da rede de fibras colágenas depois do condicionamento ácido é um passo extremamente crítico da técnica adesiva sob conteúdo orgânico (UCEDA-GÓMEZ *et al.*, 2003). Assim, outras técnicas de união adesiva têm sido propostas e entre elas a desproteínização do substrato dentinário.

2.4 DESPROTEINIZAÇÃO DO SUBSTRATO DENTINÁRIO

Na tentativa de evitar problemas observados com a técnica de hibridização, métodos alternativos têm sido estudados e entre eles, a combinação de substâncias capazes de descalcificar a estrutura dentinária seguida da aplicação de um solvente orgânico (GOMES TORRES, DE ARAÚJO e TORRES, 2004).

A remoção do colágeno da superfície previamente condicionada, através do emprego de substâncias capazes de dissolver o conteúdo protéico (hipoclorito de sódio e colagenase), tem sido evidenciada como uma maneira de minimizar a sensibilidade da técnica de hibridização e, assim, propiciar um selamento marginal adequado, sem que haja alteração da resistência adesiva. Essa técnica tem sido denominada de desproteínização (SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005).

O hipoclorito de sódio (NaOCl) tem sido usado na dentina como um agente desproteínizante (SHELLIS, 1983). É um conhecido agente proteolítico não-específico capaz de remover material orgânico (INABA *et al.*, 1996). Tem sido relatado que quanto maior a concentração de NaOCl, maior a força de adesão

dentinária até que se alcance um platô de 10%, por um tempo de aplicação de 60 segundos (TANAKA e NAKAI, 1993).

2.4.1 Hipoclorito de Sódio

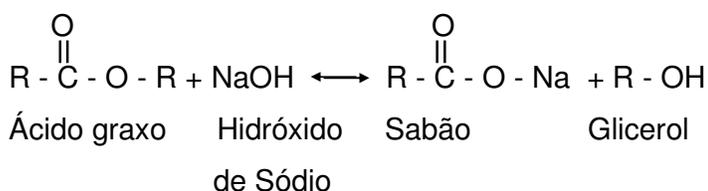
O largo uso do hipoclorito de sódio como uma solução irrigadora de canais radiculares, na terapia endodôntica, é principalmente devido a sua eficácia na dissolução pulpar e atividade antimicrobiana (ESTRELA *et al.*, 2002).

Pécora, Souza-Neto e Estrela (1999), relataram que o hipoclorito de sódio exibe um balanço dinâmico como é mostrado pela reação:



As reações químicas verificadas entre os tecidos orgânicos e o hipoclorito de sódio são mostradas no esquema (PECORA; SOUZA-NETO; ESTRELA, 1999):

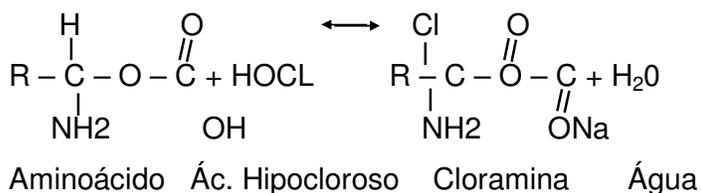
Reação 01: reação de saponificação



Reação 02: reação de neutralização de aminoácido



Reação 03: reação de cloraminação



Interpretando estas reações, pode-se observar que o hipoclorito de sódio age como um solvente orgânico e de gorduras, degradando ácidos graxos, transformando-os em sabão e glicerol (álcool), que reduz a tensão superficial da solução remanescente (Reação 01). O Hipoclorito de sódio neutraliza aminoácidos, formando água e sal (Reação 02). Ácido hipocloroso, uma substância presente na solução do hipoclorito de sódio, quando em contato com os tecidos orgânicos age como um solvente, libera clorina, que combina com a proteína do grupo amina forma a cloramina (Reação 03). Ácido hipocloroso (HOCl^-) e íons hipoclorito (OCl^-) levam o aminoácido a degradação e a hidrólise (ESTRELA *et al.*, 2002).

Considerando as propriedades físico-químicas do hipoclorito de sódio quando em contato com tecidos orgânicos, estas reações podem ser verificadas. A saponificação, neutralização dos aminoácidos e a reação de cloraminação, que ocorre na presença de microorganismos e tecidos orgânicos levam à processos antimicrobianos e dissolução dos tecidos. A atividade antimicrobiana é relatada pela promoção de uma inativação irreversível de sítios enzimáticos essenciais das bactérias pelos íons hidroxila e a reação de cloraminação. A ação de dissolução dos tecidos pode ser observada pela saponificação quando o hipoclorito de sódio degrada lipídeos em ácidos graxos resultando na formação de sabão e glicerol (ESTRELA *et al.*, 2002).

Apesar do hipoclorito possuir a capacidade dissolutiva sobre substâncias orgânicas, as alterações promovidas por essa solução na estrutura dentinária são dependentes do grau de mineralização do substrato, assim como a presença da *smear layer* (SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005).

Pécora, Guerisoli e Silva (1998) estudaram a perda estrutural das dentinas mineralizadas e desmineralizadas quando submetidas à solução de hipoclorito de sódio a 0,5; 1,0; 2,5; 5,0% por uma hora. A degradação do colágeno dentinário foi quantificada pela perda de peso das amostras, que revelou não haver diferença estatística entre as soluções testadas no caso da dentina mineralizada. Diferenças altamente significativas foram encontradas entre as concentrações de hipoclorito de sódio testadas quando dentina desmineralizada era submetida ao mesmo tratamento, com uma perda de peso diretamente proporcional à concentração da solução irrigadora.

Pécora *et al.* (1998) estudaram o efeito da redução da tensão superficial do hipoclorito de sódio em concentrações de 0,5; 1,0; 2,5 e 5,0% na permeabilidade da

dentina radicular. As soluções de hipoclorito de sódio nas concentrações de 0,5%; 1,0%; 2,5% e 5,0% puras ou associadas com 0,1% de lauril dietilenoglicol éter sulfato de sódio promoveram maior aumento da permeabilidade dentinária do que a água. As soluções de hipoclorito de sódio nas concentrações de 0,5%; 1,0%; 2,5% e 5,0% associadas com 0,1% de lauril dietilenoglicol éter sulfato de sódio são mais efetivas em promover aumento da permeabilidade dentinária do que as soluções de hipoclorito de sódio puras.

Imagens de microscopia eletrônica de varredura (MEV) revelaram que o emprego de NaOCl a 13% resultou em superfícies dentinárias parcialmente cobertas por *smear layer*, com poucos poros visíveis. A realização do condicionamento ácido e subsequente aplicação de hipoclorito, por outro lado, propiciaram superfícies bastante porosas e rugosas com pouca visualização da abertura dos túbulos dentinários, como também dos orifícios menores na dentina intertubular – ramificações laterais (INAI *et al.*, 1998). Assim, a atuação dessa substância sobre a superfície não condicionada limita sua ação proteolítica, resultando em uma desproteção incompleta (LAI *et al.*, 2001).

2.4.2 Tratamento Superficial da Dentina com NaOCl

Na técnica de desproteção, o condicionamento ácido promove a remoção da *smear layer* e a desmineralização dentinária com exposição de uma rede de fibras colágenas, as quais são dissolvidas depois da aplicação de hipoclorito de sódio, propiciando a obtenção de um substrato dentinário diferenciado, rico em apatita, similar ao esmalte (WAKABAYASHI *et al.*, 1994). Segundo Inaba *et al.* (1995) superfícies dentinárias previamente desmineralizadas tratadas com NaOCl a 10%, por dois minutos, revelaram as seguintes características: aumento da permeabilidade devido a remoção dos componentes orgânicos com a manutenção da estrutura dentinária subjacente e com aumento do diâmetro dos túbulos da região superficial.

A morfologia da dentina, condicionada e desproteída, é completamente diferente da dentina apenas condicionada (PRATI, CHERSONI e PASHLEY, 1999). Inaba *et al.*, em 1995, demonstraram que o diâmetro dos túbulos dentinários abertos

aumentou de 1,8 para 4,0 μm depois do tratamento com NaOCl a 10%. Esse aumento do diâmetro ocorre devido à perda da dentina peritubular desmineralizada e diminuição da área de dentina intertubular residual. Os diâmetros das ramificações laterais dos túbulos também aumentam e tornam-se mais numerosos comparados aos do condicionamento convencional (PRATI, CHERSONI e PASHLEY, 1999).

Na formação da camada híbrida convencional, a fase mineral da dentina é removida pelo condicionamento ácido e substituída pelo infiltrado de resina ao redor das fibras colágenas expostas. Na formação da camada híbrida reversa, o condicionamento ácido remove a *smear layer* e expõe as fibras colágenas da matrix dentinária. Esta é seguida pela aplicação de NaOCl, a qual não apenas remove as fibras colágenas, mas também solubiliza as fibrilas que estão infiltradas na matrix, criando porosidades *submicron* na fase mineral. Os canais cilíndricos (0,1 μm de diâmetro) previamente ocupados por fibrilas colágenas são, então, ocupados por infiltrado de resina na matrix mineralizada (PRATI, CHERSONI e PASHLEY, 1999).

Estudo de análise em MEV e imagens de CLSM (Confocal Laser Scanning Microscopy) demonstram que a hibridização entre a resina e a zona da dentina desmineralizada e desproteínizada apresenta mais fina que 0,2 μm e *tags* de resina bem estabelecidos e mais anastomoses tubulares são observadas quando comparadas à dentina apenas condicionada com ácido fosfórico (PIOCH *et al.*, 1999).

Munksgaard, em 2002, analisou a força adesiva entre o compósito e a dentina mediante vários adesivos aplicados à dentina condicionada úmida e seca e na dentina condicionada/desproteínizada úmida e seca. Houve um relativo aumento da força adesiva na dentina condicionada/desproteínizada sobre ambas as condições de umidade da dentina quando comparada à dentina apenas condicionada. Isto mostrou que a técnica de desproteínização é menos sensível quanto às condições da umidade da dentina. Acredita-se que o emprego do hipoclorito de sódio seja uma das possíveis estratégias para a otimização da adesão à dentina. A remoção do colágeno das superfícies previamente condicionadas, com o uso do NaOCl como agente desproteínizante, tem sido evidenciada como uma maneira de minimizar a sensibilidade da técnica de hibridização, sem que a efetividade adesiva seja comprometida (SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005).

A remoção do componente orgânico rico em fibras colágenas evitaria problemas relacionados com a umidade dentinária e a penetração do agente

adesivo no colágeno colabado, pontos cruciais que interferem no sucesso da técnica adesiva (UNO e FINGER, 1995). A dentina tratada com NaOCl parece ser mais compatível com os materiais hidrofóbicos que a dentina condicionada, pois essa substância remove o colágeno, altera a superfície da dentina e pode mudar suas propriedades hidrófilas (PIOCH *et al.*, 1999), transformando em uma superfície rica em mineral, semelhante ao esmalte dentário (SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005). Outros benefícios estão associados ao emprego do NaOCl, como a desinfecção e limpeza dos tecidos duros dentais, devido a sua capacidade anti-microbiana e solvente (PERDIGÃO *et al.*, 1999). Além disso, a remoção das fibras colágenas cria um substrato dentinário menos sensível ao teor de água, o que proporcionaria uma interface adesiva mais estável ao longo do tempo (VARGAS, COBB e ARMSTRONG, 1997).

Sabóia, Pimenta e Ambrosano (2002) avaliaram a remoção do colágeno na microinfiltração de dois sistemas adesivos. Os resultados mostraram que a dentina tratada com NaOCl reduziu significativamente os escores de microinfiltração quando foi utilizado sistema adesivo a base de acetona (Prime & Bond 2.1) e não teve efeito com o sistema adesivo a base de água-álcool (Single Bond). De acordo, com as instruções do fabricante, o sistema adesivo a base de água-álcool tem que ser aplicado duas vezes com o intervalo de tempo de 5 segundos entre cada aplicação. O curto intervalo de tempo deve ter sido insuficiente para a completa difusão dos monômeros no substrato. Desta forma, porosidades nanométricas na dentina intertubular foi criada pelo tratamento com NaOCl e não foram alcançadas pelos monômeros, levando a formação de uma interface adesiva com bolhas. Estas bolhas são similares às deixadas na camada híbrida após a hidrólise, resultando em defeitos marginais ou microinfiltrações.

Entretanto, outros estudos têm mostrado que quando foram utilizadas soluções de NaOCl, foi encontrada uma influência negativa da desproteção sobre a adesão (LAI *et al.*, 2001; UCEDA-GÓMEZ *et al.*, 2003). Em verdade, a correlação entre a superfície sem colágeno e adesão pode estar mais relacionada com o tipo de sistema adesivo empregado, a sua composição ou pela possibilidade de interação com o hipoclorito residual (SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005). Diferenças encontradas com o uso de hipoclorito associados aos diferentes sistemas de união foram encontradas por Dos Santos *et al.*, em 2004. Os autores verificaram a resistência de união ao cisalhamento de dois sistemas adesivos dentinários após a

remoção do colágeno e observaram que a aplicação prévia do hipoclorito de sódio não causou alteração estatisticamente significativa para o Prime & Bond 2.1. já para o Gluma Bond a aplicação do hipoclorito de sódio aumentou os valores de resistência de união à dentina. Eles concluem que o tipo de adesivo aplicado após a desproteção teria influência sobre a qualidade dessa união, devido as diferentes camadas elásticas formadas com cada tipo de adesivo.

2.5 CAMADA ELÁSTICA

A camada elástica é caracterizada pela espessura de camada formada entre o compósito restaurador e a estrutura dentária (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990). Tem sido relatado que esta camada teria a função de absorver as tensões de contração de polimerização pelo baixo módulo de elasticidade tanto da própria camada de adesivo como da zona de interdifusão resina-dentina (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEK *et al.*, 1993).

A flexibilidade é a habilidade do material de se esticar sem tornar permanentemente deformado. A capacidade de selamento marginal de alguns sistemas adesivos e sua combinação com vários materiais de base tem uma associação com a flexibilidade para compensar a tensão de contração de polimerização (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990). Assim, Uno e Finger (1995) propuseram que, devido à tensão de contração de polimerização agir em oposição às paredes da cavidade, uma zona de transição com flexibilidade apropriada é altamente desejável.

Alguns estudos têm mostrado que a resistência de união pode ser influenciada pela espessura da camada de adesivo. O aumento na espessura do adesivo pela aplicação de sucessivas camadas pode reduzir as tensões geradas na contração de polimerização, devido à característica elástica da camada de adesivo (AUSIELLO, APICELLA e DAVIDSON, 2002). A tensão gerada durante a contração de polimerização pode ser significativamente aliviada pela aplicação de espessuras maiores de adesivos. Por isso, aumento da espessura por meios de camadas adicionais na superfície da cavidade pode levar a melhoria na integridade marginal

e, como consequência, deve prolongar a vida útil das restaurações (CHOI, CONDON E FERRACANE, 2000).

A compreensão das propriedades mecânicas do dente humano é importante para se desenvolver materiais restauradores semelhantes às estruturas dentais. O módulo de elasticidade descreve a relativa rigidez do material (LAMBRECHTS, BRAEM e VANHERLE, 1987). Kemp-Scholte e Davidson, em 1990, encontraram que a aplicação de bases de baixo módulo de elasticidade, de cerca de 150 μm , preservam a integridade marginal de restaurações Classe V e são capazes de reduzir de 20 a 50% a tensão de contração.

A dureza e o módulo de Young de sucessivas camadas ao longo da área de união dentina/adesivo foram determinados por Van Meerbeek *et al.*, 1993. Eles descreveram que a dureza da camada híbrida é menor que a da dentina normal e, que o módulo de elasticidade da união encontrava-se num gradiente que iniciava na estrutura mais rígida, a dentina, até a mais elástica, a camada híbrida, seguida da camada do agente de união. No entanto, a zona de interdifusão não é tão espessa quanto a camada de adesivo sobre ela (ou associação deste adesivo com compósito de baixa viscosidade), então se espera que a camada híbrida proporcione uma menor absorção de tensões comparada a resina de baixa viscosidade. Van Meerbeek *et al.*, (1993) concluíram que a área de união elástica tem capacidade de flexão suficiente para atenuar as tensões entre o compósito que contrai e o substrato dentinário, e assim, aumentando a conservação de união à dentina e, por consequência, a integridade marginal e retenção da restauração.

Santos, em 2003, mostrou que o tipo de compósito e o uso de camadas intermediárias de baixo módulo de elasticidade, como o uso de camadas espessas de adesivo e compósito de baixa viscosidade, têm importante efeito na resistência de união alcançada em cavidades Classe I de alta configuração cavitária. E dependendo dos materiais usados, essa técnica pode perfeitamente proporcionar uma resistência de união suficientemente alta para suportar as tensões geradas em condições onde a configuração cavitária seja desfavorável para a união adesiva.

O condicionamento ácido da dentina mineralizada diminui o seu módulo de elasticidade de uma relativa rigidez de 17 GPa para um baixo valor, de cerca de 5 MPa, devido à remoção dos cristais de apatita. A infiltração da resina na dentina desmineralizada parcialmente restaura a rigidez da matriz, mas somente para o nível de 2-6 GPa. Tem sido relatado que o módulo de elasticidade da dentina

desproteïnizada seria superior a 6 GPa (SANO *et al.*, 1995; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Os autores levam a crer que esse módulo seria maior depois da infiltração dos monômeros resinosos, se aproximando novamente da dentina normal. Espera-se que o contrário também seja verdadeiro, ou seja, se a remoção do conteúdo mineral pelo ácido diminui o módulo de elasticidade, a remoção do colágeno pela desproteïnização poderia tornar a união mais rígida em função de uma camada híbrida estabelecida com o conteúdo mineral da dentina.

Uno e Finger, em 1995, observaram que apesar da força de adesão ter sido maior com a técnica da desproteïnização, há um aumento na formação de fendas marginais. Eles sugeriram que a camada híbrida, a qual possuía um módulo de elasticidade menor que a dentina inalterada e o compósito, agiriam como uma camada elástica capaz de absorver a tensão da contração de polimerização. Por outro lado, a ausência promove uma alta concentração de tensão na superfície da hidroxiapatita na interface sem colágeno, a qual resultaria numa desunião e formação de fendas marginais.

O Compósito de Baixa Viscosidade possui um módulo de elasticidade de 50 a 85% menor de que as resinas híbridas, dependendo do material, o que leva um aumento da sua capacidade de deformação que pode proporcionar mais relaxamento durante as tensões de contração do compósito e pode, assim, reduzir a frequência de microinfiltração e as possíveis falhas na união (SWIFT JR. *et al.*, 1996; MONTES *et al.*, 2001; SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2002).

Considerando as propriedades físicas das resinas de baixo módulo de elasticidade, Gomes Torres, De Araújo e Torres, em 2004, sugeriram uma hipótese que aplicação de uma camada deste material num substrato sem colágeno depois da aplicação do sistema adesivo, poderia aumentar a flexibilidade da camada elástica e contribuir para a absorção da tensão da contração de polimerização, e assim, prevenir fraturas na interface. Desta forma, o compósito de baixa viscosidade poderia funcionar como um “substituto” da camada híbrida e combinar o aumento da flexibilidade com as vantagens da adesão direta com o substrato mineral.

2.6 ENSAIO DE MICROTRAÇÃO

Os testes mecânicos laboratoriais empregados para a avaliação da união de sistemas adesivos à estrutura dentária, geralmente, se fundamentam na aplicação de forças de deslocamento sobre a união, na tentativa de simular os mesmos esforços sofridos pela restauração durante sua função no meio bucal (GARCIA *et al.*, 2002). Os testes de resistência adesiva (tração, microtração e cisalhamento) determinam a mensuração da resistência à fratura entre o adesivo e o substrato na interface de união a ser testada (DE LA MACORRA e SAN-NICOLÁS, 2005).

No teste de tração, a união é estressada por uma força aplicada perpendicularmente à interface adesiva. Oferece a vantagem de que, durante o teste, o ponto mais fraco é fraturado primeiro (WATANABE e NAKABAYASHI, 1994). A dificuldade de manter o alinhamento do corpo de prova durante o ensaio motivou Kemper e Kilian (1976) a desenvolverem um dispositivo que acoplado à máquina de testes, permite a reprodutibilidade de ensaios sempre dentro do requerido alinhamento. Um grande número de variáveis pode influenciar os resultados no teste de tração, como o tipo de substrato, aplicação dos *primers* e adesivos, tipo de armazenamento e também as variáveis do teste em si (PASHLEY *et al.*, 1995).

O teste de cisalhamento caracteriza-se pelo rompimento da união através de uma força aplicada paralelamente à interface adesiva. É muito utilizado e possui metodologia simples, mas como desvantagem, a fratura nem sempre ocorre no ponto mais fraco, diferente do que ocorre no teste de tração (WATANABE e NAKABAYASHI, 1994). Possui várias limitações de padronização, pois dispõe de diversas formas de pontas aplicadoras de tensão e da possível ocorrência de variação na distância da mesma em relação à base (material) (GARCIA *et al.*, 2002). Quando se utiliza os testes tradicionais de cisalhamento em relação aos adesivos atuais, tem-se verificado a presença de falhas coesivas no substrato dentário, as quais seriam provocadas pela diferenciada distribuição de estresse (TANTBIROJN *et al.*, 2000).

O teste de microtração tem sido usado com sucesso para amostras menores (SANO *et al.*, 1994a). Esta técnica permite uma melhor distribuição de estresse ao longo da interface entre dentina e resina (PASHLEY *et al.*, 1999) e possibilita a

determinação do local de falhas que geralmente é de forma adesiva na interface (PASHLEY *et al.*, 1995).

Como vantagens do teste de microtração têm-se: a maior porcentagem de falhas adesivas do que coesivas (SANO *et al.*, 1994a), permite a mensuração da resistência de união mais elevada; possibilidade de mensuração da resistência de união regional; pode-se calcular a média e o desvio-padrão em um único dente; possibilidade de testar a resistência em superfícies irregulares e facilidade de exame em MEV da área de fratura, visto que a superfície avaliada é de aproximadamente 1 mm² (PASHLEY *et al.*, 1995).

A possibilidade de obtenção de vários espécimes de um único dente (SANO *et al.*, 1994a), permitindo comparações intra e interdentes e a possibilidade de avaliação da resistência adesiva em áreas diminutas, favorecendo a mensuração da resistência adesiva em substratos clinicamente relevantes como dentina afetada por cárie ou dentina esclerótica, são outras vantagens dos testes de microtração (YOSHIYAMA *et al.*, 2000).

Algumas desvantagens são citadas, tais como: dificuldade em se preparar os espécimes, que necessita de cuidados técnicos; dificuldade em se mensurar valores de resistência de união inferiores a 5 MPa; necessidade de equipamento específico e a tendência dos espécimes desidratarem rapidamente, pelo fato de serem muito pequenos (PASHLEY *et al.*, 1995).

A falta de padronização nos testes de resistência adesiva é uma constante preocupação encontrada na literatura, o que não é um problema fácil de ser resolvido porque nem todos os laboratórios têm as mesmas facilidades, não usam o mesmo tipo de amostra e não seguem os mesmos protocolos (DE LA MACORRA e SAN-NICOLÁS, 2005). A técnica de microtração vem sendo considerada como método mais confiável e fidedigno para a avaliação da união de sistemas adesivos com a estrutura dentária, principalmente à dentina (VAN NOORT, 1997).

PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo *in vitro* representa uma investigação da resistência da união adesiva nos quais os objetivos foram:

- Avaliar o tratamento superficial da dentina com o uso do NaOCl a 10% sobre a resistência da união compósito-dentina em cavidades Classe I simuladas e de alta configuração cavitária, comparando-o com o condicionamento ácido convencional;
- Avaliar o efeito da utilização de um compósito de baixa viscosidade (Filtek Flow) como material de base sobre a resistência da união compósito-dentina;
- Avaliar a interação de duas técnicas adesivas (técnica de hibridização convencional e desproteínização) com o uso ou não de um forrador resinoso de baixa viscosidade.
- Avaliar a relação entre a perda de palitos perdidos durante o corte dos espécimes e a resistência de união.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Os materiais envolvidos nos procedimentos restauradores (FIGURA1) e, portanto, avaliados neste experimento “*in vitro*” são listados no Quadro 1.



FIGURA 1. Materiais utilizados no experimento.

Quadro 1. Materiais avaliados no experimento.

Material	Classificação	Fabricante	Lote	Composição
TPH Spectrum	Compósito, Híbrido, Alta Viscosidade, Fotoativável	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil	394683	Resina Bis-GMA Uretano Modificado, Boro Silicato de Alumínio e Bário Silanizado, Sílica Piroclítica Silanizada, Canforoquinona, EDAB, Hidroxitolueno Butilado, Corantes Minerais.
Filtek Flow	Compósito, Partícula Pequena, Baixa Viscosidade, Fotoativável	3M Dental Products, St. Paul, MN, USA	5GK	Bis-GMA, TEGDMA, polímero dimetacrilato (patenteado), Zircônia/Sílica, 47% de carga em peso.
Single Bond	Sistema Adesivo, Sem Carga, Fotoativável	3M Dental Products, St. Paul, MN, USA	5CP	Bis-GMA, HEMA, silicato tratado com filler de sílica, etanol, glicerol 1,3 dimetacrilato, copolímero de ácido acrílico e ácido itocônico e diuretano dimetacrilato.
Hipoclorito de Sódio	Solução	Farmafórmula, Natal, RN, Brasil	manipulado em 05/05/2006	Hipoclorito de Sódio a 10% em solução de água destilada
Ácido Fosfórico	Gel	Cond AC 37, FGM, Joinville, SC, Brasil	16set05	Ácido fosfórico a 37%, espessante, corante e água deionizada

4.2 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Os fatores em estudo foram o “tipo de tratamento superficial da dentina” e o “tipo de camada elástica formada”. A variável de resposta foi a resistência de união expressa em Mega Pascal (MPa) mensurada através de teste de microtração. Os níveis dos dois fatores em estudo são apresentados nos quadros 1 e 2.

Quadro 2. Níveis do Fator “Tratamento dentinário superficial”:

Níveis	Descrição
1. Condicionamento ácido	Superfície condicionada por 15s com ácido fosfórico a 37%.
2. Desproteínização	Superfície condicionada por 15s com ácido fosfórico a 37% seguida da aplicação de solução de hipoclorito de sódio a 10% por 60 s como tratamento superficial do substrato dentinário

Quadro 3. Níveis do Fator “Camada elástica”:

Níveis	Descrição
1. SB	Aplicação do adesivo dentinário sem carga Single Bond.
2. SB + FF	Aplicação do adesivo dentinário sem carga Single Bond com interposição de uma camada do compósito de baixa viscosidade Filtek Flow.

As unidades experimentais utilizadas nesse estudo foram terceiros molares humanos recentemente extraídos. A tração foi realizada na interface restauração/dentina sobre a superfície da parede dentinária pulpar de cavidades classe I simuladas. O delineamento experimental foi inteiramente casualizado com distribuição por processo aleatório, sendo cinco parcelas em cada grupo (dente) e 6 espécimes por parcela (palito).

4.3 SELEÇÃO E ARMAZENAMENTO DOS DENTES

Foram selecionados 20 terceiros molares humanos, recém-extraídos e armazenados em solução de água destilada com Timol 1% (Therapeutica, Reg. 173737, 50g, João Pessoa, PB, Brasil), em temperatura ambiente. A coleta de dentes foi autorizada de acordo com a resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, de 10/10/96, aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Potiguar sob registro CEP-UNP nº 085/2005 (ANEXO 1). Esses dentes foram raspados com curetas periodontais (Duflex – SS White Group, Gloucester, GL15SG – UK) e limpos com taça de borracha (KG Sorensen, Barueri, São Paulo, Brasil), pasta de pedras pomes (Probem, Catanduva, São Paulo, Brasil) e água, para a remoção de restos de ligamentos periodontais e tecidos moles. O veículo utilizado para o armazenamento foi a solução de água destilada deionizada até a realização dos tratamentos superficiais.

4.4 CONFECÇÃO DAS CAVIDADES

O esmalte oclusal foi removido na altura da base das cúspides (FIGURA 2) com disco diamantado dupla face (KG 7020, Ø 22mm, KG Sorensen, Barueri, SP-Brasil), usando baixa rotação e sobre refrigeração com água, expondo uma superfície de dentina plana (FIGURA 3). Após o corte, as superfícies dentinárias foram abrasionadas manualmente com lixas de SiC de granulação 600 (Carburundum Abrasivos Ltda.), em meio úmido, para planificação da superfície. Todo esmalte oclusal foi removido nesse procedimento para que a cavidade tivesse a parede pular em dentina.



FIGURA 2. Seccionamento da porção do esmalte oclusal.



FIGURA 3. Superfície plana de dentina.

Sobre essa superfície plana de dentina, foi realizado o condicionamento com ácido fosfórico a 37%. O condicionamento ácido (FIGURA 4) foi realizado por 15 segundos e lavado com jato de ar/água por 15 segundos e secado (o excesso de água removido) com papel absorvente (FIGURA 5). Uma camada de adesivo Single Bond foi aplicada, com o auxílio de um *microbrush* (CAVIBRUSH, FGM Produtos Odontológicos Ltda., Lote F: 25/jul/2005, Joinville, Sta. Catarina, Brasil), na superfície condicionada de acordo com as recomendações do fabricante (FIGURA 6).

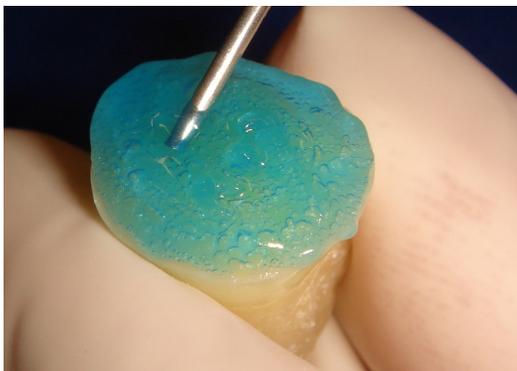


FIGURA 4. Condicionamento ácido da dentina com ácido fosfórico a 37%, por 15 s.



FIGURA 5. Secagem da dentina com papel absorvente.



FIGURA 6. Aplicação do adesivo Single Bond.



FIGURA 7. Matriz de aço.

Uma matriz de aço com desenho tridimensional de um tronco de pirâmide foi confeccionada com 5 mm de lado na base menor, 6 mm de lado na base maior e 5 mm de altura (FIGURA 7). Essa matriz foi posicionada no centro da superfície plana do dente, com toda a sua base menor em íntimo contato apenas com a dentina (FIGURA 8). Incrementos da resina TPH Spectrum (*Dentsply*, Lot. # 394683, Cor A3, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) foram aplicados contra a matriz e o dente (FIGURA9), de forma que, a resina, após fotoativada, se apresentava com o mesmo contorno a matriz. Paredes de resina foram levantadas envoltas da matriz numa altura de 3 mm, formando assim uma cavidade Classe I (FIGURA 10) com dimensões de 5 X 5 X 3 mm de profundidade e com alto fator-C ($\cong 4,5$). A altura das paredes circundantes de cada cavidade foi verificada com uma sonda milimetrada (Duflex, SS White Group, Gloucester, GL15SG – UK, FIGURA11). Para regularização das margens da cavidade foram utilizados um disco diamantado dupla face (KG 7020, Ø 22 mm, KG Sorensen, Barueri, SP-Brasil) e lixas de SiC de granulação 600.

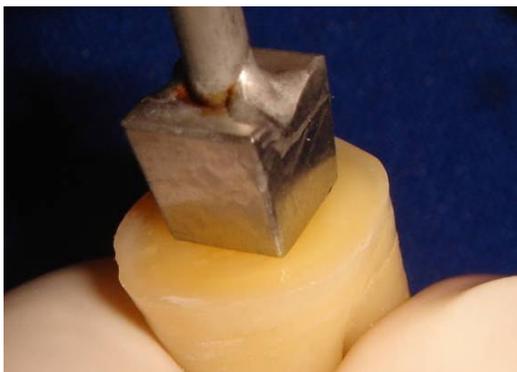


FIGURA 8. Matriz metálica usada para construção padronização das cavidades Classe I simuladas.

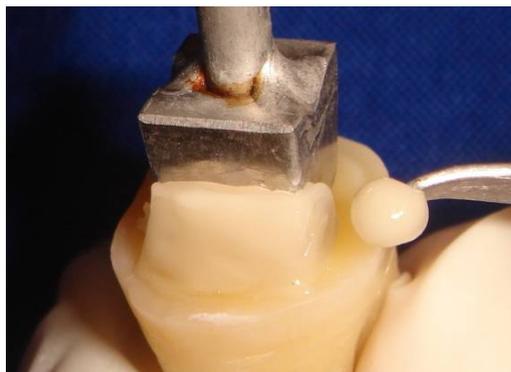


FIGURA 9. Interposição dos incrementos da resina composta TPH Spectrum (Cor A3) contra a matriz na construção das cavidades simuladas.



FIGURA 10. Cavidade Classe I de dimensões de 5 x 5 x 3 mm de profundidade.

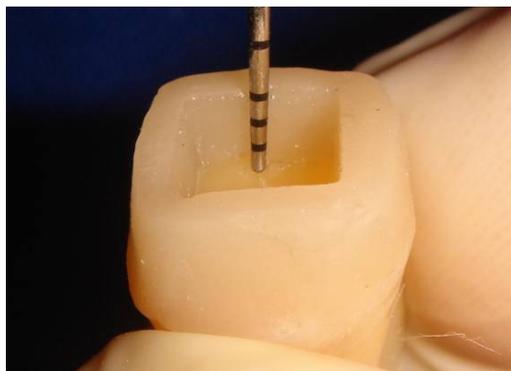


FIGURA 11. Sonda milimetrada verificando a profundidade da cavidade.

Uma ponta diamantada cilíndrica de extremo reto (KG 2094, KG Sorensen, Barueri, SP-Brasil), em alta rotação e sobre refrigeração, foi passada na parede de fundo da cavidade (FIGURA 12) com a finalidade de remover a camada híbrida e adesivo que estavam presentes devido à confecção das paredes da cavidade e também de estabelecer uma nova *smear layer*.

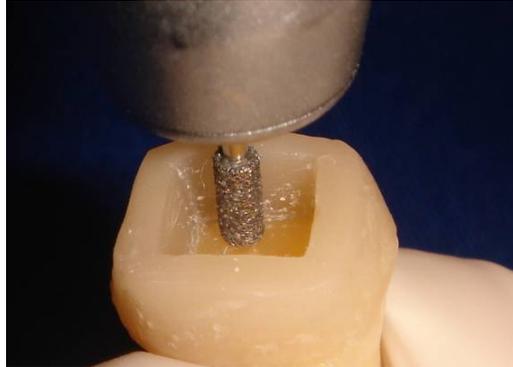


FIGURA 12. Ponta diamantada cilíndrica removendo a camada de adesivo da parede de fundo.

4.5. TÉCNICA RESTAURADORA

As cavidades a serem restauradas e a seqüência de confecção das restaurações foram distribuídas aleatoriamente, pelo sorteio dos grupos. De forma geral, os procedimentos restauradores foram conduzidos de acordo com as recomendações dos seus respectivos fabricantes, com exceção dos grupos nos quais foram aplicados a solução de hipoclorito de sódio a 10% como tratamento superficial do substrato dentinário. As cavidades foram restauradas seguindo os protocolos de união descritos a seguir:

Grupo 1 (SB): A cavidade foi condicionada, por 15s, com ácido fosfórico a 37% (Cond AC 37- FIGURA 13), seguindo de lavagem por 15s e secagem com papel absorvente (FIGURA 14). A primeira aplicação do adesivo Single Bond foi realizada com o auxílio de um *microbrush* e secada por 5s com jato de ar suave. Após a segunda aplicação, o adesivo foi fotoativado por 10 s.

Grupo 2 (NaOCl + SB): A cavidade foi condicionada (FIGURA 13), por 15 s, com ácido fosfórico a 37%, seguido de lavagem por 15 s e secagem com papel absorvente (FIGURA 14). O tratamento superficial da superfície dentinária com a NaOCl a 10% foi realizado pingando uma gota da solução dentro da cavidade e deixando agir por 60 s (FIGURA 15). Em seguida a cavidade foi lavada por 15s. A primeira aplicação do adesivo Single Bond foi realizada e secada por 5s com jato de ar suave. Após a segunda aplicação, o adesivo foi fotoativado por 10s.



FIGURA 13. Condicionamento ácido de toda a cavidade com ácido fosfórico a 37%, por 15 s.



FIGURA 14. Secagem da cavidade com papel absorvente após a lavagem do ácido.

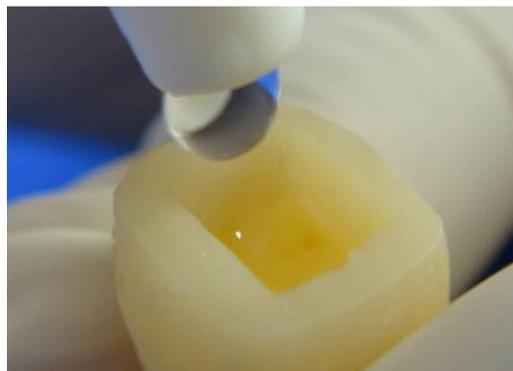


FIGURA 15. Aplicação da solução de hipoclorito de sódio a 10 % por 60 s.

Grupo 3 (SB + FF): idem protocolo do grupo 1, com aplicação de uma camada de compósito de baixa viscosidade Filtek Flow. Com o objetivo de padronizar a quantidade de material, o compósito foi dispensado numa placa de vidro num comprimento de 2 cm (FIGURA 16). Após ser resgatado com o auxílio de um *microbrush* (FIGURA 17), o compósito foi

inserido na cavidade (FIGURA 18), sendo aplicado (ou passado) em todas as paredes, e fotoativado por 20 s.

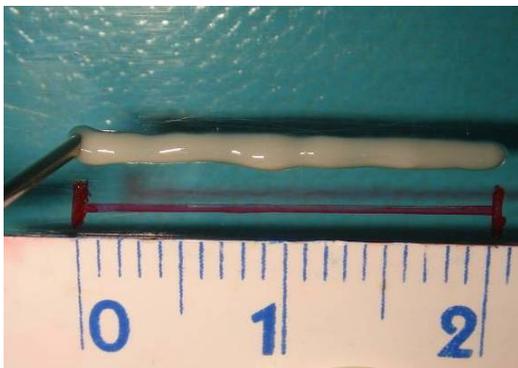


FIGURA 16. Proporcionamento do compósito de baixa viscosidade Filtek Flow num comprimento de 2 cm sobre uma placa de vidro.

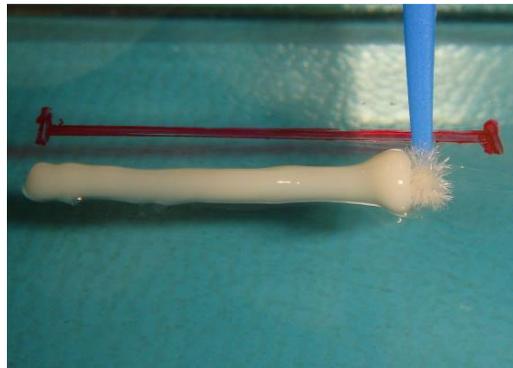


FIGURA 17. Resgate do compósito de baixa viscosidade com o auxílio de um *microbrush*.

Grupo 4 (NaOCl + SB + FF): idem protocolo do grupo 2, com aplicação de uma camada de compósito de baixa viscosidade Filtek Flow da mesma maneira e quantidade que o Grupo 3.

O procedimento de lavagem da cavidade foi padronizado, onde, após condicionamento ácido, o mesmo foi realizado por 15s com a ponta da seringa tríplice posicionada a 5 cm do preparo cavitário.

Após a hibridização ter sido estabelecida, as cavidades foram restauradas com o compósito TPH Spectrum (Dentsply, Lot. # 394683, Cor A1, Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil) com preenchimento completo da cavidade em incremento único de 3mm (FIGURA 19) com uso de uma espátula de inserção (Duflex 6335 n° 01, SS White Group, Gloucester, GL15SG – UK). Após a inserção do compósito, foi posicionada sobre a restauração a fita matriz transparente (Tira de poliéster, TDV Dental Ltda) e a fotoativação foi realizada de forma contínua, usando a unidade de luz Ultralux (Fotoativador Ultralux Dabi Atlante, Ribeirão Preto, São Paulo, Brasil), por 40 segundos, concluindo o procedimento restaurador (FIGURA 20). Após os procedimentos restauradores, os dentes foram armazenados em água destilada.



FIGURA18. Aplicação do compósito de baixa viscosidade em todas as paredes cavitárias.



FIGURA19. Inserção do compósito restaurador TPH Spectrum (cor A1) em incremento único.

4.6. OBTENÇÃO DOS ESPÉCIMES

Decorrido o período de armazenamento de 7 dias, a porção radicular dos dentes foi fixada em uma placa de acrílico utilizando-se um adesivo a base de cianoacrilato (Super Bonder – Loctite Brasil Ltda, Itapevi, SP, Brasil) e godiva de baixa fusão (DFL, Petrópolis, RJ, Brasil).



FIGURA 20. Restauração concluída.

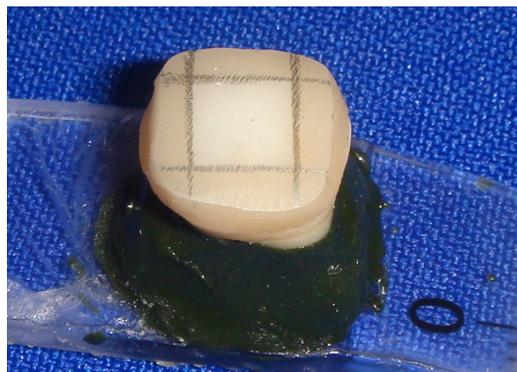


FIGURA 21. Delimitação das paredes cavitárias e posicionamento e fixação do dente sobre o acrílico.

Foram feitas demarcações em grafite para reforçar a localização das margens da restauração (FIGURA 21). A placa de acrílico foi fixada em uma cortadeira metalográfica de precisão (Elsaw, Elquip, São Carlos, São Paulo, Brasil, FIGURA 22), onde um disco diamantado de alta concentração (Extec, Enfield, CT, USA) foi usado para o seccionamento das amostras. Com quatro secções realizadas nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal (FIGURAS 23 e 24), ao longo eixo do dente,

foram obtidos 9 palitos da porção mais central da parede cavitária pulpar de cada dente, contendo a área de teste de aproximadamente $1,0 \text{ mm}^2$ (FIGURA 25).



FIGURA 22. Cortadeira metalográfica de precisão



FIGURA23. Seccionamento das amostras com o disco diamantado de alta concentração.

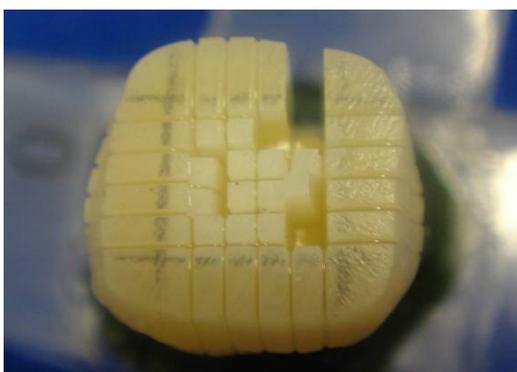


FIGURA 24. Secções realizadas no sentido vestibulo-lingual e mésio-distal.



FIGURA 25. Espécimes em forma de palitos contendo a área de teste de aproximadamente $1,0 \text{ mm}^2$.

Os palitos, constituídos por duas extremidades (dentina e compósito) unidas pelo sistema adesivo após os tratamentos de superfície preconizados para cada grupo, foram obtidos após a restauração seccionada ser removida da cortadeira. Os mesmos eram destacados do restante da restauração através do corte de suas bases por um disco diamantado dupla face (KG 7020, KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil).

4.7. ENSAIO DE MICROTRAÇÃO SOBRE A UNIÃO ADESIVA EM DENTINA

Ao fim do seccionamento do último dente, os espécimes selecionados foram armazenados em água destilada por 24 horas até o momento em que foram

submetidos ao teste de tração na Máquina Universal de Ensaios (SHIMADZU) (Figura 29). Com o auxílio de uma cola à base de cianoacrilato (Super Bond Gel, Loctite Brasil Ltda.) e de um acelerador (Monômero de resina acrílica) (Figura 26), os espécimes foram fixados nos *grips* do dispositivo de microtração (Figuras 27 e 28), que foi acoplado à Máquina Universal de Ensaios (Figuras 29). O tracionamento foi conduzido com velocidade de 0,5 mm/min, até a ruptura do espécime (Figura 30). Os valores de tração foram inicialmente expressos em quilograma-força (KgF).



FIGURA 26. Super Bonder e Monômero de resina acrílica.



FIGURA 27. Grip do dispositivo de microtração, para posicionamento dos espécimes.

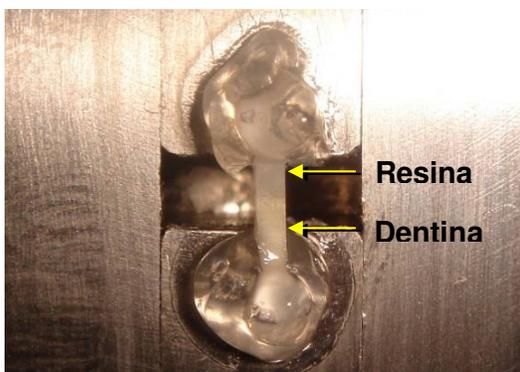


FIGURA 28. Espécime posicionado sobre o grip de microtração com o auxílio do Super Bonder Gel. Resina (a); Dentina (b)



FIGURA 29. Máquina Universal de Ensaios (AUTOGRAPH, SHIMADZU).

Após o teste de microtração, para que os valores fossem transformados de KgF em Mega Pascal (MPa), as áreas de união foram mensuradas (Figura 31) com o auxílio de paquímetro digital (Mitutoyo América Corporation, Série 500-171B – Absolute, New Jersey, EUA) (Figura 32). Os valores foram anotados e inseridos no programa gerenciador da Máquina Universal de Ensaios. Isso permitiu que o programa calculasse a resistência adesiva em MPa em função da área encontrada. A transformação dos valores de KgF em MPa seguem a seguinte equação abaixo:

- 1) $\frac{\text{Área do espécime em mm}^2}{100} = \text{Área do espécime em cm}^2$
- 2) $\frac{\text{Valor da resistência em KgF}}{\text{Área do espécime em cm}^2} = \text{KgF/cm}^2$
- 3) $\text{KgF/cm}^2 \times 0,098 = \text{MPa}$

Os resultados obtidos foram submetidos à Análise de Variância 2 critérios e ao teste de Bonferroni ($p < 0,05$) para se averiguar as possíveis diferenças estatísticas.

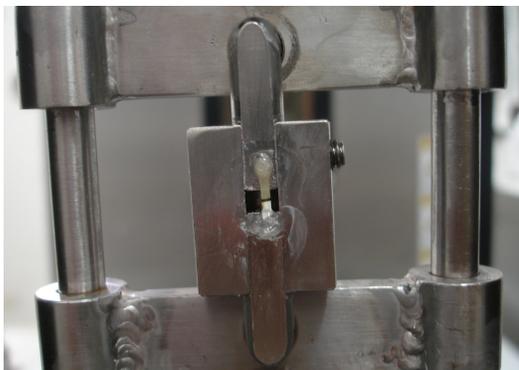


FIGURA 30 – Ruptura do espécime.

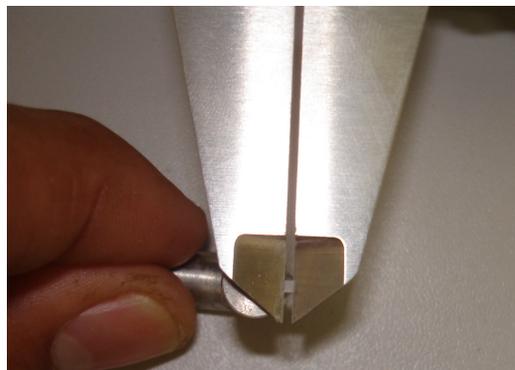


FIGURA 31 – Mensuração das áreas do espécime após a fratura.

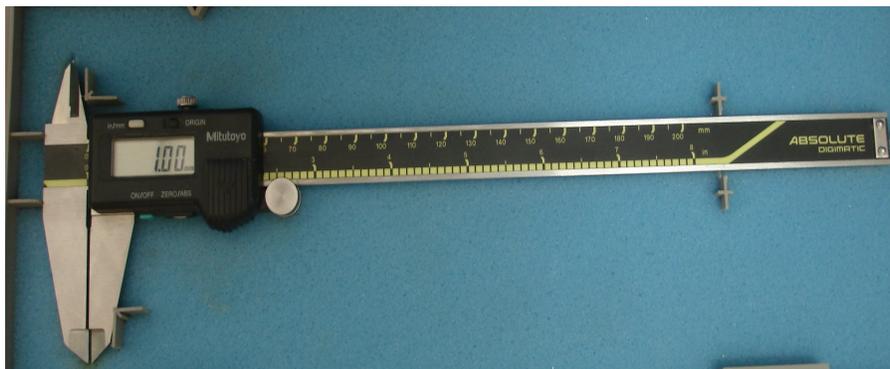


FIGURA 32 – Paquímetro digital Mitutoyo cedido pela UFRN.

R E S U L T A D O S

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio de Resistência da União à Microtração

Os dados coletados no teste de microtração são apresentados nos quadros 1, 2, 3, 4 (ANEXO 2). A Tabela 1 apresenta a média, mediana, desvio padrão, valores mínimo e máximo e coeficiente de variação relativos a resistência adesiva em MPa para cada grupo experimental.

Tabela 1: Valores da média, mediana, desvio padrão, máximo e mínimo, coeficiente de variação e média da área adesiva de acordo com tipo de tratamento e a camada elástica.

Grupos	Média	Mediana	DP	Valor Mínimo	Valor Máximo	CV	Área Adesiva (mm ²)
1. SB	15,9	13,9	9,7	6,6	42,4	60,8	0,75 ± 0,17
2. NaOCl + SB	12,3	10,5	3,8	8,9	18,1	31,0	0,81 ± 0,11
3. SB + FF	26,6	25,2	10,9	7,6	56,6	40,9	0,72 ± 0,11
4. NaOCl + SB + FF	28,0	25,5	11,7	12,2	60,2	42,0	0,70 ± 0,08

SB: adesivo Single Bond; NaOCl: Hipoclorito de Sódio; FF: Filtek Flow; DP: Desvio Padrão; CV: Coeficiente de Variação

Na tabela, pode-se destacar que o menor valor de resistência de união foi 6,6 MPa e o maior valor de 60,2 MPa, apresentados pelo grupo 1 e 4, respectivamente. Quanto às médias de resistência de união, em ordem decrescente de valores, foram observados 28,0 MPa no grupo 4, 26,6 MPa no grupo 3, 15,9 MPa no grupo 1 e 12,3 MPa no grupo 2. Outra observação interessante é que as áreas adesivas dos espécimes variaram entre 0,70 a 0,81 mm².

Os resultados foram submetidos ao teste de Kolmogorov-Smirnov para a análise da distribuição Gaussiana (Teste de Normalidade, alpha=0,05). Foi verificado que todos os grupos apresentaram distribuição normal dos dados ($p > 0,1$). Por este motivo foram utilizados testes paramétricos na análise de variância.

Posteriormente, os dados foram submetidos à análise de variância conduzida para o modelo experimental inteiramente casualizado seguindo um arranjo fatorial 2x2, “Técnica Superficial (TS)” x “Camada Elástica (CE)”. Foram explorados, na análise de variância ANOVA Dois Critérios, a significância dos níveis do fator TS (“condicionamento ácido” e “desproteínização”) e do fator CE (“com” e “sem” a interposição de CBV), assim como da interação entre os fatores. O pós-teste de Bonferroni foi aplicado em seguida para determinar as diferenças estatísticas significativas entre as médias de resistência de união (MRU). Todas as análises foram conduzidas com o nível de significância de 5% com auxílio do *Software* GraphPad Prism version 4.00 para Windows, GraphPad Software, San Diego, Califórnia, EUA (www.graphpad.com).

A análise de variância ANOVA revelou haver diferenças estatisticamente significativas para o fator camada elástica ($p < 0,0001$), entretanto, o mesmo não foi verificado para o tratamento superficial ($p=0,7717$) e para a interação “tratamento superficial x camada elástica” ($p=0,463$). A análise de variância ANOVA e as causas da variação são apresentadas na Tabela 2, a seguir.

Tabela 2: Análise de Variância ANOVA Dois Critérios (Compósito de Baixa Viscosidade X Técnica Adesiva) em esquema fatorial 2x2 em função da Resistência da União:

Fonte de Variação	Grau de Liberdade	Soma dos Quadrados	Quadrados Médios	F	Valor P
Camada Elástica	1	2.180	2.180	18,64	p<0,0001
Tratamento Superficial	1	9,912	9,912	0,08477	0,7717
Interação	1	63,62	63,62	0,5442	0,463
Resíduo	75	8.769	116,9		
Total	78	11.022,53			

Os valores médios de resistência de união para todos os tratamentos são listados na Tabela 3, assim com a comparação das MRUs após a aplicação do Teste de Bonferroni. Independentemente da técnica adesiva as médias dos grupos com associação do CBV foram estatisticamente superiores às aquelas apresentadas pelos grupos onde não foi aplicado o CBV.

Tabela 3: Médias de resistência de união para as técnicas adesivas e associação ou não a um compósito de baixa viscosidade:

Valores Médios (\pm DP) Resistência Adesiva		
Tratamento Superficial	SB/Sem CBV	SB/Com CBV
Condicionamento	15,9 \pm 9,7 Aa	26.6 \pm 10,9 Ab
Desproteínização	12,3 \pm 3,8 Aa	28.0 \pm 11,7 Ab

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5 % de significância (Maiúsculas na comparação entre linhas e minúsculas entre colunas). DP= Desvio Padrão; CBV= Compósito de Baixa viscosidade.

A maior MRU foi associada à técnica de desproteínização com o uso de um compósito de baixa viscosidade. Por outro lado, a menor MRU observada também esteve associada à técnica de desproteínização, no entanto, sem CBV. O gráfico da Figura 35 a seguir exibe a distribuição das MRU para os quatro grupos experimentais.

Gráfico de Box-Plot dos Resultados de Resistência Adesiva

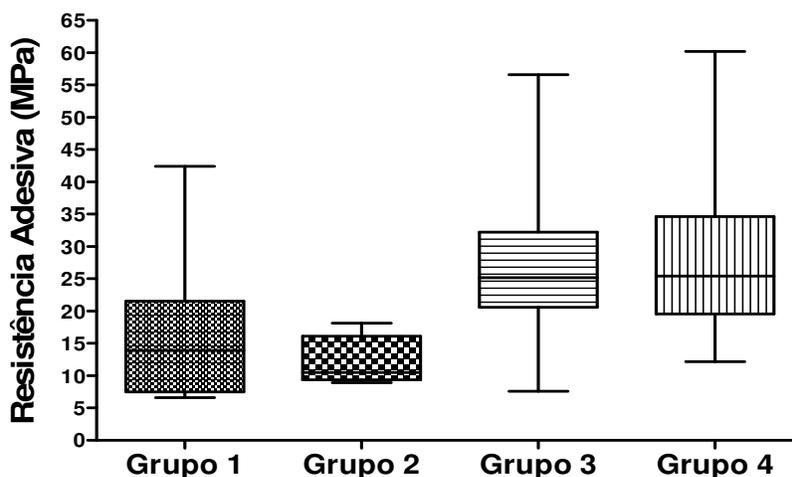


FIGURA 35 – Gráfico de Box-Plot de médias de resistência de união (MPa) para os grupos experimentais avaliados.

5.2 Avaliação da Perda de Palitos

Durante o procedimento de corte das amostras, para a obtenção dos espécimes, alguns palitos foram perdidos. A quantidade de perda não foi a mesma

para cada grupo, sendo esta apresentada na Quadro 4. Os dados de perda de espécimes por dente foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov com a finalidade de verificar a distribuição da perda de palitos por grupo, onde obteve-se uma distribuição não-normal. Com o intuito de verificar se havia diferenças na quantidade de perda de palitos entre os grupos, os dados foram conduzidos à análise de variância não-paramétrica Kruskal Wallis que revelou haver diferenças estatísticas significativas entre os grupos ($p=0,0013$).

Quadro 4: Quantidade de palitos perdidos em cada unidade experimental e média por grupo:

Quantidade de Palitos Perdidos por Dente				
Dente	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
1	5	9	0	4
2	6	6	0	4
3	4	9	4	0
4	7	9	0	0
5	6	7	0	0
Média	5,6	8,0	0,8	1,6

Para localizar quais grupos apresentaram diferenças entre si foi aplicado o pós-teste de Mann Whitney para determinar as diferenças estatísticas entre as médias de perda de palitos. Os resultados são exibidos na Tabela 4.

Tabela 4: Média da perda de palitos para cada grupo:

Valores médios das quantidades de palitos perdidos	
Grupos de Teste	Médias
Desproteção sem Flow: Grupo 2 (NaOCl + SB)	8,0 A
Condicionamento sem Flow: Grupo 1 (SB)	5,6 B
Desproteção com Flow: Grupo 4 (NaOCl + SB + FF)	1,6 C
Condicionamento com Flow: Grupo 3 (SB + FF)	0,8 C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de 5 % de significância ($P < 0.05$).

A análise revelou que o grupo 2 (NaOCl + SB) apresentou as maiores médias de perda de palitos com diferenças estatisticamente significativas daquela apresentada pelo grupo 1 (SB). Estes grupos, ambos sem CBV, apresentaram

diferenças estatísticas dos outros dois grupos onde o CBV foi aplicado. Por sua vez, não foram detectadas diferenças estatísticas na quantidade de perda de amostras entre os grupos onde o CBV foi aplicado, independentemente do tratamento superficial (Desproteinização ou condicionamento ácido).

No intuito de verificar uma relação entre o número de palitos perdidos e a média de resistência de união, dentro de cada dente, por grupo foi realizada a análise de correlação de Spearman (Anexo 9). Esta análise demonstrou que há uma forte correlação negativa (Spearman $R = -0,85$) entre esses fatores, ou seja, à medida que a média de resistência de união aumenta a quantidade de palito perdidos no grupo diminui.

D I S C U S S Ã O

6 DISCUSSÃO

Uma das grandes buscas na odontologia é a realização de restaurações que tenham adaptação satisfatória, que possa ser obtida durante a polimerização do material e que resista aos esforços mastigatórios e variações térmicas (SANTOS, 2003).

Para os compósitos odontológicos, grande parte da responsabilidade de não se alcançar o selamento satisfatório é da contração de polimerização exibida pela restauração durante o processo de cura (DAUVILLER, AARNTS e FEILZER, 2000). A contração volumétrica verificada tanto para os compósitos de alta e baixa viscosidade, os convencionais e os adesivos, pode variar de 1,9 a 13,5% (LABELLA *et al.*, 1999). A contração encarada como inevitável, gera tensões capazes de promover ruptura na interface adesiva caso sua magnitude extrapole a resistência de união desenvolvida entre a restauração e os substratos dentais (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987).

Tem sido relatado que o fator de configuração da cavidade (Fator-C), uma proporção entre a área unida às paredes da cavidade e a área de superfície livre, tem uma notável influência na tensão da contração na interface de união (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987). A contração induz a tensão a qual estabelece uma competição na adesão entre a restauração e as paredes da cavidade (UNO *et al.*, 1999). Esta tensão geralmente se concentra na interface de união, a qual pode conduzir à falha na adesão (FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987).

Para simular os mesmos esforços sofridos pela restauração durante prática clínica, cavidades Classe I com alta configuração cavitária (fator-C de aproximadamente 4,5) foram confeccionadas para este estudo. Essa configuração cavitária foi escolhida para que se pudesse expor a interface de união a condições realmente críticas, e assim, testar o efeito do compósito de baixa viscosidade e a elasticidade de união produzida com a remoção do colágeno. Entretanto, foi escolhida uma cavidade simulada ao invés de prepará-la de forma intra-coronária. A confecção da cavidade de 3 mm de profundidade na própria estrutura dental poderia levar alguns preparos a atingir a câmara pulpar ou deixá-los com uma parede pulpar muito delgada, o que indicaria a exclusão desse dente da amostra da pesquisa. Isso se torna um problema ainda mais importante já que a dificuldade de se obter dentes humanos para pesquisas é uma realidade. Contudo, a grande diferença desse

modelo cavitário é que a única parede realmente dentinária é a de fundo, e necessariamente é a que esteve sujeita aos desafios das tensões geradas. As paredes laterais ou circundantes, em resina, praticamente não exibiriam zonas de desunião que liberariam as tensões na cavidade inteira, função essa que ficaria a cargo exclusivamente da parede de fundo.

A grande maioria dos trabalhos de tração com a técnica de desproteção são exclusivamente realizados em área plana de dentina, superfícies dentinárias livres (WAKABAYASHI *et al.*, 1994; PRATI, CHERSONI e PASHLEY, 1999; PERDIGÃO *et al.*, 2000; UCEDA-GÓMEZ *et al.*, 2003). A maior desvantagem deste modelo padrão pode ser a geração mínima de tensão (SANTOS, 2003). Entretanto, neste estudo foi estabelecido um modelo mais dinâmico, levando em consideração a configuração cavitária na análise da resistência da união na técnica de desproteção. O estabelecimento da união pode requerer tempo, e é lógico que a união deve ser desenvolvida mais rapidamente que as tensões de contração. Neste modelo, o teste de microtração permite que a resistência de união seja mensurada, levando em consideração as possíveis diferenças na dinâmica do confronto “estabelecimento da união” versus “geração de tensão” (SANTOS, 2003).

O teste de microtração se fundamenta na aplicação de forças de deslocamento sobre a união, sendo um dos métodos mais utilizados na análise dessa interface de união (MARSHALL JR. *et al.*, 1997; DE LA MACOCERRA E SAN-NICOLA, 2005). O método tem sido usado para determinar as propriedades de resistência à tração das estruturas dentais, esmalte e dentina, bem como mensurar a resistência de união da interface compósito/estrutura dental (MARSHALL JR. *et al.*, 1997).

Há vantagens e desvantagens no uso do teste de microtração. A grande vantagem da técnica é que pode ser obtida quase exclusivamente falhas adesivas dos materiais se a área da superfície for de cerca de 1 mm² (PASHLEY *et al.*, 1995). Quando se utiliza uma mesma área de secção para cada espécime pode-se calcular uma média e um padrão de variação da força de adesão para o mesmo dente. Como microscopicamente a adesão não é uniforme, ela pode conter bolhas de ar, separação de fase, superfícies rugosas e espessura não uniforme o que pode levar a uma distribuição não uniforme da tensão (PASHLEY *et al.*, 1995).

Uma das desvantagens desse teste é a possibilidade de perda de espécimes durante a execução da metodologia. O corte dos dentes para a obtenção de palitos

com área de superfície de aproximadamente 0,9 mm² mostrou ser uma etapa crítica neste estudo. A força de união em vários palitos não suportou as tensões geradas durante o procedimento de corte, resultando em fratura na interface, impossibilitando que os mesmos fossem submetidos ao teste de tração. Houve uma variação da quantidade de palitos perdidos dependendo do grupo experimental. O grupo da desproteinização sem o uso de Compósito de Baixa Viscosidade apresentou a maior perda de palitos, diferenciando-se estatisticamente dos demais.

Em função de suas vantagens operacionais e, principalmente, dos aspectos mecânicos relacionados à distribuição das tensões durante o teste (VAN NOORT, 1997; PASHLEY *et al.*, 1999), a técnica de microtração vem sendo considerada como o método mais confiável e fidedigno para a avaliação da união de sistemas adesivos com a estrutura dentária, principalmente à dentina (VAN NOORT, 1997; SANO *et al.*, 1994a). Assim, neste estudo o teste mecânico laboratorial empregado para avaliação da união foi o teste de microtração para a determinação de falhas na interface da parede de fundo da cavidade tridimensional, permitindo uma análise da real resistência de união entre o material e a estrutura dentária.

Justamente nessa parede dentinária, parede de fundo da cavidade, foram testadas duas diferentes técnicas adesivas neste estudo: a hibridização convencional e a técnica de desproteinização com o NaOCl. A técnica de desproteinização descrita como a utilização de um agente desproteinizante sobre a dentina previamente condicionada, a fim de remover o colágeno dentinário exposto foi preconizada para a solução de dois grandes problemas da hibridização convencional: a hidrólise e o colapso do colágeno.

O grau de interdifusão e assim o mecanismo de entrelaçamento do compósito polimerizado na rede de fibras colágenas para a formação da camada híbrida convencional é dependente da agressividade do agente condicionante e a habilidade do componente adesivo umedecer a estrutura da dentina exposta (FINGER, INOCUE e ASMUSSEN, 1994). A hidrólise do colágeno tem sido relatada, justamente, quando os agentes de união não se difundem completamente através das fibras colágenas expostas após o condicionamento ácido da dentina (SANO *et al.*, 1994b). Assim, uma zona de colágeno exposto sem a proteção da hidroxiapatita ou do adesivo apresenta-se susceptível a hidrólise (PASHLEY, HORNER, e BREWER, 1992; SANO *et al.*, 1994b; TAY; GWINNETT; WEI, 1994), interferindo na integridade da interface e assim comprometendo a qualidade da união. Este

colágeno, portanto, pode potencialmente ser o elo físico fraco da longevidade da adesão da dentina com a resina (VARGAS, COBB e ARMSTRONG, 1997; YAMAUTI *et al.*, 2003).

O outro grande problema de hibridização convencional é a etapa crítica da secagem, onde o estabelecimento da umidade ideal é difícil de ser alcançado. A desidratação do colágeno exposto sem suporte após condicionamento ácido da superfície pode provocar o colapso das fibras (VARGAS, COBB E ARMSTRONG, 1997). Essa desidratação resulta numa abrupta redução da permeabilidade da matriz dentinária, comprometendo a infiltração dos monômeros hidrófilos da resina e subsequente formação da camada híbrida (CARVALHO, BREWER e PASHLEY, 1996; VARGAS, COBB E ARMSTRONG, 1997).

Apesar da técnica de desproteinização ser proposta para solucionar estes problemas da técnica da hibridização convencional, os resultados mostrados na literatura são contraditórios, alguns autores relatam a técnica como sendo vantajosa (WAKABAYASHI, 1993; VARGAS, COBB e ARMSTRONG, 1997; PIOCH *et al.*, 1999; PRATI *et al.*, 1999; PIOCH *et al.*, 2001; MUNKSGAARD, 2002; GOMES TORRES, DE ARAÚJO e TORRES, 2004) enquanto outros a descrevem como desvantajosa (UNO E FINGER, 1995; PERDIGÃO *et al.*, 2000; LAI *et al.*, 2001; UCEDA-GÓMEZ *et al.*, 2003). Prati *et al.* (1999) observaram que depois da eliminação do colágeno com o uso da técnica de desproteinização, uma interação direta do adesivo com a estrutura mineral da dentina foi evidenciada e associada com o crescimento da força de adesão. Portanto, o tratamento com o NaOCl pode estabelecer uma dentina quimicamente mais similar ao esmalte condicionado que é rico em hidroxiapatita (TANAKA e NAKAI, 1993; SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005). Outra vantagem da técnica da desproteinização relatada na literatura, além da ausência de fenda na interface, é a maior quantidade de anastomoses tubulares preenchidos com resina e uma profunda penetração de monômeros adesivos dentro dos túbulos. Este fator pode então contribuir para o aumento da resistência de união e conseqüentemente melhorar a qualidade da restauração (VARGAS, COBB e ARMSTRONG, 1997; INAI *et al.*, 1998; PIOCH *et al.*, 1999). Tem sido relatado que quanto maior concentração do NaOCl, maior a força adesiva até atingir um platô de concentração de 10% com um tempo de aplicação de 60 segundos (TANAKA e NAKAI, 1993). A maioria dos estudos utilizam um tempo de 60 segundos de aplicação do NaOCl a 10% (PIOCH *et al.*, 1999; SABÓIA, PIMENTA e

AMBROSANO 2002; UCEDA-GÓMEZ *et al.*, 2003; GOMES TORRES, DE ARAÚJO E TORRES, 2004; PIMENTA *et al.*, 2004; DOS SANTOS *et al.*, 2004). A ampla abertura dos túbulos dentinários e uma dentina intertubular irregular são obtidas no tratamento dentinário com NaOCl tanto no tempo de 60 segundos como 120 segundos, bem como esses tempos não demonstram diferença quanto a força de resistência de união (WAKABAYASHI *et al.*, 1994).

Neste contexto, entretanto, o presente estudo demonstrou que a técnica de desproteinização não obteve valores de união estatisticamente diferentes da técnica de condicionamento convencional. Por isso, mostrou-se também que a camada híbrida convencional não é o único método para uma efetiva adesão. Entretanto, especula-se ainda que a união com os componentes minerais da dentina pode ser vantajosa em relação a longevidade da restauração com essa técnica, pois o colágeno, matéria orgânica, quando não é totalmente envolto pelo adesivo está passível a hidrólise (PASHLEY, HORNER e BREWER, 1992; SANO *et al.*, 1994b; HASHIMOTO *et al.*, 2000), o que interfere na integridade da união, proporcionando uma união com menor longevidade (HASHIMOTO *et al.*, 2000). Isso não ocorreria na técnica de desproteinização uma vez que a união é estabelecida com o mineral, conteúdo inorgânico da dentina. Wakabayashi *et al.* (1994) avaliaram a resistência de união inicial e a durabilidade da adesão e observaram que após 10.000 ciclos térmicos, os espécimes tratados com a técnica da desproteinização apresentaram, aproximadamente, 1,5 vezes maiores valores de resistência de união que os espécimes onde foram tratados apenas com o condicionamento ácido.

Por outro lado, Pimenta *et al.* (2004), após realização de teste de resistência ao cisalhamento, relataram que a técnica de desproteinização não promove uma adesão equivalente, ou melhor, do que a atingida com o condicionamento convencional. Além disso, mostraram que o tempo de estocagem não afetou a força de união para nenhuma das técnicas. Apesar de não ter verificado uma diferença entre as técnicas com relação à longevidade, os autores ressaltam que a avaliação foi feita com apenas um ano de estocagem e esse tempo pode não ser significativo. Em outro estudo, Uno e Finger (1995) também não relatam a técnica de desproteinização como vantajosa. Observaram um aumento da formação de fendas marginais com o uso de NaOCl e o sistema adesivo Gluma (Bayer Dental) e atribuíram esse resultado a ausência da camada híbrida.

Em contraste, outros autores têm relatado uma melhora na adaptação marginal (WAKABAYASHI, 1993; GOMES TORRES, DE ARAÚJO E TORRES, 2004) e eliminação total da nanoinfiltração (PIOCH *et al.*, 2001) quando a técnica de desproteção foi empregada. Sabóia, Pimenta e Ambrosano (2002) relataram uma diminuição da microinfiltração na interface resina/dentina quando sistema adesivo a base de acetona foi usado em associação à técnica de desproteção com o NaOCl, entretanto o mesmo não foi verificado quando o adesivo Single Bond, à base de água-álcool, foi usado. Dos Santos *et al.* (2004) também relatam que o uso de sistema adesivo à base de acetona aumenta os valores de resistência de união quando o colágeno foi removido. As contradições em relação à efetividade da técnica de desproteção podem estar associadas às variações na composição dos diferentes materiais, tais como o tipo de solvente ou monômero resinoso (UNO e FINGER, 1995; PIOCH *et al.*, 1999; SABÓIA, PIMENTA e AMBROSANO, 2002; DOS SANTOS *et al.*, 2004; GOMES TORRES, DE ARAÚJO e TORRES, 2004; SOUZA, SILVA e BEATRICE, 2005).

Apesar da técnica de desproteção não ter apresentado diferenças estatísticas da técnica convencional quanto à resistência de união, o grupo onde foi aplicado o NaOCl a 10% seguido apenas pelo adesivo Single Bond houve uma perda de palitos significativamente maior. Especula-se que isto se deve ao fato da possibilidade da formação de fendas durante a contração de polimerização ter sido alta o suficiente para diminuir os valores de união a níveis mais baixos que os suportáveis pelo corte (secção para obtenção dos palitos). Este grupo apresentou um pequeno número de palitos, o que leva a crer que ele poderia ter uma menor média de resistência de união já que muitos palitos não suportaram sequer as tensões. Uma explicação para este acontecimento seria o fato da união, que além de estar submetida a grandes tensões, é realizada com o componente inorgânico, o que pode proporcionar uma união mais rígida. Entretanto, Swift Jr. *et al.* (1996) demonstraram que a remoção do colágeno previne a formação da zona de transição e resulta em amplas fendas marginais, sugerindo que a camada híbrida funciona como uma camada de absorção de tensões entre a resina composta e a dentina. Portanto, especula-se que a formação da união com o componente inorgânico da dentina tornaria a união mais rígida. Assim, a ausência da camada híbrida proporcionaria uma perda na elasticidade da união e comprometeria a absorção das tensões geradas durante o estabelecimento da adesão.

O baixo módulo de elasticidade exibido pela camada híbrida também tem sido relacionada a menores valores de tensão de contração (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). A camada híbrida possui módulo de elasticidade relativamente baixo, cerca de 4,9 a 9,7 MPa, dependendo do tipo de adesivo e do tratamento superficial da dentina. Teoricamente, a região de baixo módulo de elasticidade poderia funcionar como uma área de absorção das tensões geradas pela contração de polimerização, estabelecendo uma zona resiliente entre o compósito restaurador e a dentina (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). Nesse contexto, o conceito de camada elástica tem sido introduzido como sendo essa região de baixo módulo de elasticidade (KEMP-SCHOLT e DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). A característica resiliente dessa camada tem sido encarada como alternativa para minimizar os efeitos da contração de polimerização. A base disso está na interposição de materiais de baixo módulo de elasticidade, entre a camada de adesivo e compósito restaurador, que tenha a capacidade de se deformar e absorver as tensões diminuindo o efeito da contração rígida na interface. (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993; SABBAGH, VREVEN e LELOUP, 2002), O módulo de elasticidade dessa camada seria, assim como o da camada híbrida, inferior ao da dentina, sendo dependente do tipo de material interposto (VAN MEERBEEK *et al.*, 1993), seja ele uma camada espessa de adesivo, adesivo com carga ou compósito de baixa viscosidade.

Na tentativa de evitar possível problema com aumento da rigidez na união, o uso do CBV foi associado à técnica de desproteinização neste estudo. Esse mecanismo compensatório, assim como, o aumento da camada elástica, através do aumento da espessura de adesivo (CHOI, CONDON e FERRANACE, 2000; SANTOS, 2003) têm sido propostos para absorver as tensões geradas e reduzir o potencial de fendas (KEMP-SCHOLTE e DAVIDSON, 1990; VAN MEERBEEK *et al.*, 1993). De forma geral, neste estudo a associação do compósito de Baixa Viscosidade como base para aumentar a flexibilidade e assim, absorver as tensões, demonstrou ser efetiva já que os grupos onde o material foi aplicado apresentaram valores significativamente maiores de resistência de união. No grupo da técnica de desproteinização associada com CBV à resistência da união obteve os valores mais altos, observando que o uso desse material intermediário pode ter devolvido a elasticidade perdida pela remoção do colágeno. Isto revela que a utilização deste compósito na rotina diária poderia ser uma alternativa clínica para melhorar a qualidade da restauração independente da técnica adesiva utilizada.

O papel da resina de baixa viscosidade tem sido bastante estudado e tem demonstrado que é um material que efetivamente ajuda na qualidade da união. A sua principal função é agir como uma camada de relativa flexibilidade para absorção de estresse, camada elástica, entre a contração da resina composta e o substrato dentinário (SWIFT JR. *et al.*, 1996).

Isso tem sido utilizado em situações onde a resistência ao cisalhamento do sistema adesivo, a contração de polimerização e a configuração cavitária podem favorecer a formação de fendas marginais (DAVIDSON, DE GEE, FEILZER, 1984; FEILZER, DE GEE e DAVIDSON, 1987). Entretanto, alguns estudos verificam as características da união associados a um modelo experimental onde a adesão não é submetida às tensões de contração, o que pode promover resultados que mostrem que os compósitos de baixa viscosidade não melhoram as MRU. No estudo de Montes *et al.* (2001), por exemplo, foi avaliada a resistência de união de adesivos com e sem carga associados a alguns compósitos de baixa viscosidade. O resultado mostrou não haver diferença estatística do grupo controle, aplicação apenas do adesivo Single Bond, comparado aos grupos onde camadas elásticas mais espessas foram usadas. Essas camadas englobaram a aplicação dos CBV, múltiplas camadas de adesivo e a utilização de adesivos com carga. Os próprios autores especularam que este resultado pode ter ocorrido em função dos espécimes não terem sido submetidos às variações térmicas, estresses oclusais ou a tensões de contração de polimerização em condições de confinamento cavitário.

Uma cavidade com uma alta configuração cavitária é algo bastante comum na prática clínica e, por isso, modelos experimentais que representem essa condição são vantajosos quando aspectos relacionados ao desempenho da união sejam testados. Por isso, nesse estudo, um modelo cavitário com um alto fator-C foi utilizado para avaliação tanto do desempenho das duas técnicas adesivas quanto à interposição dos compósitos de baixa viscosidade. As tensões durante o corte das amostras e a alta configuração cavitária podem explicar, em parte, a grande perda de amostras exibida neste experimento. Nesse tipo de cavidade as tensões de contração podem ser elevadas e submetem a união adesiva a grandes desafios. Se parte dessa perda é explicada pelas altas tensões, a outra parte pode estar relacionada à própria efetividade das técnicas adesivas e das respectivas camadas elástica utilizadas em se alcançar valores de resistência de união suficientemente altos para suportar essas tensões.

Dessa forma, os benefícios da utilização dos CBV não foram evidenciados apenas quando os grupos onde estes foram aplicados apresentaram as maiores MRU, mas também quando estes grupos mostraram uma significativa menor perda de palitos durante a confecção dos espécimes. Esse fato ressalta como o CBV teria uma importante ação na absorção das tensões, sejam elas produzidas durante a contração de polimerização ou durante o corte das amostras. Os grupos sem a associação com o CBV exibiram uma perda de palitos significativamente maior, 28 palitos na técnica de hibridização convencional e 40 na técnica de desproteinização. Uma correlação entre a média de resistência de união e perda de palitos foi verificada no teste de correlação de Spearman ($R = -0,85$). Em suma, isto revela que à medida que a resistência de união aumenta a perda de palitos diminui. É de se esperar, portanto, que altos valores de união sejam requeridos para que a união possa suportar as tensões geradas numa cavidade, bem como, todos os outros desafios que as restaurações são submetidas em meio oral.

Considerando os resultados obtidos neste estudo, a técnica de desproteinização se mostra promissora, principalmente, associada a um compósito de baixa viscosidade, onde altos valores de união são observados. Apesar de não ter diferido da técnica de hibridização convencional, a técnica de desproteinização pelo uso do NaOCl, quando não associada ao CBV, apresentou uma perda acentuada de espécimes, característica preocupante e que indica a necessidade de novos experimentos para avaliar a técnica quanto ao seu desempenho em situações de altas tensões. Entretanto, com relação a valores de união, o que parece ser realmente uma vantagem é a interposição dos CBV, usados como materiais capazes de absorver as tensões de contração de polimerização pelo aumento da camada elástica. Portanto, a aplicação desses materiais pode promover na prática clínica uma função importante, principalmente em situações onde a configuração cavitária seja desfavorável.

CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

Após a análise dos resultados, pôde-se concluir que:

1. O tipo de tratamento superficial da dentina, desproteção pelo NaOCl ou condicionamento ácido, não influenciou a resistência de união, ou seja, com MRUs não apresentando diferenças estatisticamente significantes entre si;
2. O uso do compósito de baixa viscosidade produziu MRUs significativamente maiores para ambos os tratamentos dentinários superficiais;
3. Não houve interação estatisticamente significativa entre tratamento dentinário superficial e a utilização do compósito de baixa viscosidade;
4. Foi detectada uma correlação negativa entre MRUs e a perda de amostras antes do teste de microtração.

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS[∞]

AUSIELLO, P.; APICELLA, A.; DAVIDSON, C.L. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations – a 3D finite element analysis. **Dent Mater**, Copenhagen, v.18, p. 295-303, 2002.

BAYNE S.C.; HEYMANN H.O.; SWIFT E.J.JR. Update on dental composite restorations. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, V.125. p. 687-701.1994.

BAYNE, S.C; THOMPSON, J.Y.; SWIFT JR., E.J.; STAMATIADES, P; WILKERSON, M. A characterization of first-generation flowable composites. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.129, p.567-577, May 1998.

BOUILLAGUET, S.; GYSI, P.; WATAHA, J.C.; CIUCCHI, B.; CATTANI, M.; GODIN, CH; MEYER, J.M. Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. **J. Dent.**, Bristol, v.29, p.55-61, 2001.

BOWEN, R. L. & MARJENHOFF, W. A. Development of an adhesive bonding system. **Oper. Dent.**, Seattle, v.5 (suppl.) p. 68-74. 1992.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion to enamel surfaces. **J. Dent. Res**, Chicago, v. 34, n.6, p. 849-53, Dec. 1955.

BUONOCORE, M.G.; MATSUI, A.; GWINNETT, A.J. Penetration of resin dental materials into enamel with reference to bonding. **Arch. Oral Biol.**, Oxford v. 13, n.1, p. 61-70, 1968.

CARVALHO, R.M.; YOSHIYAMA, M.; BREWER, P.D.; PASHLEY, D.H. Dimensional changes of desmineralized human dentine during preparation for scanning electron microscopy. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.41, n.4, p.379-86. 1996.

CARVALHO, R.V.; LIMA, F.G.; DE MARCO, F.F. Os adesivos simplificados reduzem efetivamente o tempo de trabalho? **J.B.D.**, Curitiba, v.1, n.4, p.338-342, out/dez, 2002.

[∞] Referências Bibliográficas de acordo com norma 6023 de agosto de 2002 da ABNT (associação Brasileira de Normas Técnicas). Abreviação de Periódicos em conformidade com o MED LINE.

CHOI, K.K.; CONDON, J.R.; FERRANCANE, J.L. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. **J.Dent. Res.**, Chicago, v.79, n.3, p.812-817, Mar. 2000.

DAUVILLER, B.S.; AARNTS, M.P.; FEILZER, A.J. Developments in shrinkage control of adhesive restoratives. **J. Esthet. Dent.**, Filadélfia, v.12, n.6, p.291-299, June, 2000.

DAVIDSON, C.L.; DE GEE, A.J.; FEILZER, A.J. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization stress. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.63, p.1396-1399, 1984.

DE LA MACORRA, J. C.; SAN-NICOLÁS, A. Method to compare μ -tensile bond strength of a self-etching adhesive and μ -cohesive strength of adjacent dentin. **Dent. Mater.**, Chicago, v.21, n.10, p.1-8, 2005.

DE MUNCK, J.; VAN MEERBEEK, B.; YOSHIDA, Y.; INUOE, S.; VARGAS, M.; SUZUKI, K., et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.82, p.136-140, 2003.

DOS SANTOS, P.H.; SABOIA, V.P.A.; MAEDA, F.A.; PAVAN, S.; SINHORETI, M.A.C. Resistência ao Cisalhamento de dois sistemas de união em dentina após remoção do colágeno. **Rev. Odont. Araçatuba**, Araçatuba, v.25, n.2, p.38-42, Jul/Dez, 2004.

ESTRELA, C.; ESTRELA, C.R.A.; BARBIN, E.L.; SPANÓ, J.C.E.; MARCHESAN, M.A.; PÉCORÁ, J.D. Mechanism of Action of Sodium Hypochlorite. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v.13, n.2, p. 113-117, 2002.

FEILZER, A.J.; DE GEE, A.G.; DAVIDSON, C.L. Setting stress in composite resin in relation to configuration on the restoration. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.66, n.11, p.1636-1639, nov.1987.

FINGER, W.J.; INOCUE, M.; ASMUSSEN, E. Effect of wettability of adhesive resins on bonding to dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.7, n.1, p. 35-8, Feb. 1994.

FUSAYAMA T.; NAKAMURA, M.; KUROSAKI, N.; IWAKU, M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 58, n.4, p.1364-72, 1979.

GARBEROGLIO, R.; BRANNSTROM, M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.21, n.6, p.355-62.1976.

GARCIA, F.C.P.; D'ALPINO, P.H.P; TERADA, R.S.S.; CARVALHO, R.M. Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev. Fac. Odontol.**, Bauru, v.10, n.3, p.118-27, 2002.

GOMES TORRES, C.R.; DE ARAUJO, M.A.M.; TORRES, A.C.M. Effects of Dentin Collagen Removal on Microleakage of Bonded Restorations. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.6, n.1, 2004.

GWINNETT, A.J.; MATSUI, A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. **Arch. Oral Biol.** Oxford, v.12, p.1615-20, 1967.

GWINNETT, A.J. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agent. **Arch. Oral Biol.** Oxford, v. 16, p.731-38, 1971.

GWINNETT, A.J. Altered tissue contribution to interface bond strength with acid conditioned dentin. **Am. J. Dent. Assoc.**, Chicago, v.84, n.6, p.243-246. 1994.

HASHIMOTO, M.; OHNO, H.; KAGA, M.; ENDO, K.; SANO, H.; OGUCHI, H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 79, n.1, p.1385-1391. 2000.

HEYMANN H.O.; BAYNE, S.C. Current concepts in dentin bonding: focusing on dentinal adhesion factors. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, V.124. p. 26-36. 1993.

INABA, D.; ARENDS, J.; DUSCHNER, H.; JONGEBLOED, W.; ODELIUS, H. The effect of sodium hypochlorite treatment on demineralized root dentin. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v.103, n.6, p. 368-374. Dec. 1995.

INABA, D.; RUBEN, J.; TAKAGI, O.; ARENDS, J. Effect of sodium hypochlorite treatment on remineralization of human dentine in vitro. **Caries Res.**, Basel, v.30, n.3, p.218-24. May-Jun. 1996.

INAI, N.; KANEMURA, N.; TAGAMI, J.; WATANABE, L.; MARSHALL, S.L./ MARSHALL, G.W. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.11, n.3, p. 123-7. Jun.1998.

LABELLA R.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B.; VANHERLE, G. Polymerization shrinkage and elasticity of flow composites and filled adhesives. **Dent Mater**, Copenhagen, v.15, n.2, p.128-137, 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. Res.**, Chicago, v.80, n.10, p.1919-24, 2001.

LAMBRECHTS, P.; BRAEM, M.; VAN HERLE, G. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. **Oper. Dent.**, Seattle, v.12, p. 53-78, 1987.

KANCA, J. Improving bond strengths through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.123, p. 35-43. 1992.

KEMPER, K.; KILIAN, R. New test system of tensile bond strength testing [Abstract 308]. **J. Dent. Res.**, Washington, v.55 (Sp.issue): 3138, 1976.

KEMP-SCHOLTE, C.M.; DAVIDSON, C.L. Complete marginal seal of class V resin composite restorations effected by increased flexibility. **J. Dent. Res.**, Washington, v.69, p.1240-1243, 1990.

KUGEL, G.; FERRARI, M. The science of bonding: From first to sixth generation. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.131, June 2000.

MARSHALL JR., G.W.; MARSHALL, S.J.; KINNEY, J.H.; BALOOCH, M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. **J. Dent.**, Guildford, V.25., n.6, p.441-158, 1997.

MONTES, M.A.J.R.; GOES, M.F.; CUNHA, M.R.B.; SOARES, A.B. A morphological and tensile bond strength evaluation of a unfilled adhesive with low-viscosity composites and a filled adhesive in one and two coats. **J. Dent.**, Bristol, v.29, p. 435-441, 2001.

MUNKSGAARD, E.C. Wet or dry, normal or desproteinized dentin surfaces as substrate for dentin adhesives. **Acta Odontol. Scand.**, Stockholm, v.60, p.60-64. 2002.

NAKABAYASHI, N. Resin reinforced dentin due to infiltration of monomers into the dentin at the adhesive interface. **J. Jap. Soc. Dent. Mater. Dev.**, Tóquio, v.1, p.78-81, 1982.

NAKABAYASHI, N.; KOJIMA, K.; MASUHARA, E. The promotion of adhesion by infiltration of monomers into tooth substrates. **J. Bio. Mater. Res.**, Nova York, v.16, p.265-273, 1982.

NAKABAYASHI, N. Dentin bonding mechanisms (letter). **Quintessence Int.**, Berlin, v.22, p.73-14, 1991.

PASHLEY, D.H. Dentin: a dynamic substrate – a review. **Scan. Microsc.**, Chicago, V.3, p.161-176, 1989.

PASHLEY, D.H. Interactions of dental materials with dentin in Proceedings and Conference on Enamel-Dentin-Pulp-Bone-Periodontal Tissue Interactions with Dental Materials. **Transactions of the Academy of Dental Materials**, v.3 p.55-73,1990.

PASHLEY, D.H.; HORNER, J.A.; BREWER, P.D. Interactions of conditioners on the dentin surface. **Oper. Dent.**, Seattle, suppl.5, p.137-50, 1992.

PASHLEY, D.H.; CIUCCHI, B.; SANO, H.; CARVALHO, R.M.; RUSSEL, C.M. Bond Strength vs. dentine structure. A modeling approach. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.40, n.12, p.1109-18, Dec1995.

PASHLEY, D.H.; CARVALHO, R.M.; SANO, H.; NAKAJIMA, M.; YOSHIYAMA, M.; SHONO, Y.; FERNANDES, C.A.; TAY, F. The micro tensile bond test: a review. **J. Adhes Dent.**, New Maldeu, v.1, n.4, p.299-309, 1999.

PECORA, J.D.; GUERISOLI, D.M.Z.; SILVA, R.S. Evaluation of some physico-chemical properties of different concentrations of sodium hypochlorite solutions. **Bras. Endod. J.**, Goiânia, v. 3, n. 2, p. 21-23, 1998.

PECORA, J.D. ; SOUSA-NETO, M.D.; GUERISOLI, D.M.Z.; MARCHESAN, M.A. Effect of reduction of the surface tension of different concentrations of sodium hypochlorite solutions on radicular dentine permeability. **Bras. Endod. J.**, Goiânia, v. 3, n. 2, p. 38-40, 1998.

PECORA, J.D.; SOUZA-NETO, M.D.; ESTRELA, C.; Soluções irrigadoras auxiliares do preparo do canal radicular. *In*: Estrela, C.; Figueiredo, J.A.P. **Endodontia – Princípios biológicos e mecânicos**. Ed. São Paulo: Artes Médicas; p. 552-569, 1999.

PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VAN MEERBEEK, B. The interactions of adhesion systems with human dentin. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.9, n.4, p. 167-73, Aug 1996.

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

PERDIGÃO, J.; LOPES, M.; GERALDELI, S.; LOPES, G.C.; GARCIA-GODOY, F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. **Dent. Mater**, Copenhagen, V.16, n.5, p.311-23, Sep. 2000.

PIMENTA, L.A.F.; AMARAL, C.M.; BEDRAN DE CASTRO, A.K.B.; RITTER, A.V. Stability of Dentin Bond Strengths Using Different Bonding Techniques after 12 Months: Total-etch, Deproteinization and Self-etching. **Oper Dent.**, Seattle, v.29, n.5, p. 592-598, set/out, 2004.

PIOCH, T.; KOBASLIJA, S.; SCHAGEN, B.; GOTZ, H. Interfacial micromorphology and tensile bond strength of dentin bonding systems after NaOCl treatment. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.1, n.2, p.135-42, Summer 1999.

PIOCH, T.; KOBASLIJA, S.; HUSEINBEGOVIĆ, A.; MULLER, K.; DORFER C.E. The effect of NaOCl dentin treatment on nanoleakage formation. **J. Biomed. Mater. Res.**, Nova York, v.56, p.578-583, 2001.

PRATI, C.; PASHLEY, D.H. Dentin wetness, permeability and thickness and bond strength of adhesive systems. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v.5, p.54-58, 1992.

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

REIS, A.; CARRILHO, M.R.O.; LOGUERCIO, A.D.; GRANDE, R.H.M. Sistemas adesivos atuais. **J.B.D.**, Curitiba, v.5, p.455-66, 2001.

REIS, A.; LOGUERCIO, A.D.; AZEVEDO, C.L.N.; CARVALHO, R.M.; SINGER, J.M.; GRANDE, R.H.M. Moisture spectrum of demineralized dentin for different solvent based adhesive system. **J. Adhes. Dent.**, New Malden, v.5, n.3, p.183-92, Fall 2003.

SABBAGH, J.; VREVEN, J.; LELOUP, G. Dynamic and static moduli of elasticity of resin based materials. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.18, p.64-71, 2002.

SABOIA, V.P.A.; PIMENTA, L.A.F; AMBROSANO, G.M.B. Effect of Collagen Removal on Microleakage of Resin Composite Restorations. **Oper Dent.**, Seattle, v.27, p.38-43. 2002.

SANO, H.; SHONO, T.; SONODA, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; CARVALHO, R.; PASHLEY, D.H. Relationship between surface area adhesion and tensile bond strength – evaluation of a microtensile bond test. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.10, n.4, p.236-40, Jul. 1994a.

SANO, H.; SHONO, T.; TAKATSU, T.; HOSODA, H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. **Oper. Dent.**, Seattle, v.19, p.59-64, 1994b.

SANO, H.; TAKATSU, T.; CIUCCHI, B.; RUSSEL, C.M.; PASHLEY, D.H. Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.74, p.1093-1102, 1995.

SANO, H.; YOSHIKAWA, T.; PEREIRA, P.N.;KANEMARU, N.; MORIGAMI,M.; TAGAMI, J. et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, *in vivo*. **J. Dent. Res.**, Chicago, v. 78, p.906-911, 1999.

SANTOS, A.J.S. **Efeito da Associação Compósito-Materiais Resilientes sobre a Resistência da União Dentina/Compósito em Modelos Experimentais Bi e Tridimensionais**. Piracicaba, 2003. 185p. Tese (Doutorado em Clínica Odontológica, área de concentração em Dentística) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Universidade Estadual de Campinas.

SATO, M.; MIYAZAKI, M. Comparison of depth of dentin etching and resin infiltration with single-step adhesive systems. **J. Dent.**, Bristol, v.33,n.6, p.475-84, Jul, 2005.

SHELLIS, R.P. Structural organization of calcospherotes en normal and rachitic human dentin. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.28, p.85-95, 1983.

SOUZA, F.B.; SILVA, C.H.V.; BEATRICE, L.C.S. Relación de la dentina desproteínizada com el proceso adhesivo. **Acta Odontol. Venez.**, Caracas, v.43, n.2, Mayo, 2005.

SWIFT, E.J.; PERDIGÃO, J.; HEYMANN, H.O. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. **Quintessence Int.**, Berlin, v.26, p.95-110, 1995.

SWIFT JR, E.J.; TRIOLO JR, P.T.; BARKMEIER, W.W.; BIRD, J.L; BOUNDS, S.J. Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. **Am. J. Dent.**, Santo Antonio, v.9, p.100-104, 1996.

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. Mater.**, Copenhagen, v.12, p.196-208, 1993.

TANTIBIROJN, D.; CHENG, Y.S.; VESLUI, A.; HODGES, J.S.; DOUGAS, W.H. Nominal shear or fracture mechanics in the assessment of composite-dentin adhesion? **J. Dent Res.**, Chicago, v.79, n.1, p.41-8, Jan, 2000.

TAY, F.R., GWINNETT, A.J., WEI, S.H.Y. Structure evidence of a sealed tissue interface with a total-etch wet-bonding technique in vitro. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.73, n.3, p.629-36, Mar.1994.

TAY, F.R.; GWINNETT, A.J.; WEI, S.H.Y. Micromorfological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditions dentin on water-free, acetone-based, single-bottle *primer*/adhesives. **Dent Mater**, Copenhagen, V.12, p.236-44, 1996.

UCEDA-GÓMEZ, N.; REIS, A.; CARRILHO, M.R.O.; LORGUERCIO, 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.**, Berlin, v.26, n.102, p.733-8, Oct. 1995.

UNO, S.; TANAKA, T.; INOCUE, S.; SANO, H. The influence of Configuration Factors on Cavity Adaptation in Compomer Restorations. **Dent. Mater.**, Chicago, v.18, n.1, p.19-31, Dec, 1999.

UNTERBRINK, G.; LIEBENBERG, W.H. Flowable resin composites as filled adhesive: literature review and clinical recommendations. **Quintessence Int**, Berlin, v.30, n.4, p.249-527, Apr. 1999.

VAN MEERBEEK, B.; DHERM, A.; GORET-NICAISE, M.; BRAEM, M.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. Comparative SEM and TEM examination of the ultra-structure of the resin-dentin interdiffusion zone. **J. Dent. Res.**, Washington, v.72, p.495-501, 1993.

VAN MEERBEEK, B.; PERDIGÃO, J.; LAMBRECHTS, P.; VANHERLE, G. The clinical performance of dentin adhesives. **J. Dent.**, Bristol, v.26, p.1-20, 1998.

VAN NOORT, R.; CARDEW, G.E.; HOWARD, I.C.; NOROOZI, S. The effect of local interfacial geometry on the measurements of the tensile bond strength to dentin. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.70, p.889-893, 1991.

VAN NOORT, R. Dentine bonding. **J. Dent.**, Bristol, v.25, n.3/4, p.178-9, May/Jul 1997.

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, n.5, p.159-66, July-Aug. 1997.

WAKABAYASHI, H. A new method of pretreating dentin adherend surface with organic dissolving agent containing bodying and with bonding agent. **J. Jpn. Dent. Mater.**, Tóquio, v.12, p. 279-294, 1993.

WAKABAYASHI, Y.; KONDOU, Y.; SUZUKI, Y.; YATANI, H.; YAMASHITA, A. Effect of dissolution of collagen on adhesion to dentin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n.4, p.302-6., 1994.

WANG, Y.; SPENCER, P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.82, p.141-145, 2003.

WATANABE, I; NAKABAYASHI, N. Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. **J. Dent.**, Bristol, v.22, n.2, p.67-72, Apr.1994.

YAMAUTI, M.; HASHIMOTO, M.; SANO, H.; OHNO, H.; CARVALHO, R.M.; KAGA, M.; TAGAMI, J.; OGUCHI, H.; KUBOTA, M. Degradation of resin-dentin bonds using NaOCl storage. **Dent. Mater.**, Copenhagen, v.19, p. 399-405, 2003.

YOSHIYAMA,M.; CARVALHO R.; SANO H.; HORNER J.; BREWER P.D.; PASHLEY, D.H. Interfacial morphology and strenght of bonds made to superficial versus deep dentin. **Am J. Dent.**, San Antonio, v.27, p. 297-302, 1995.

YOSHIYAMA, M.; CARVALHO, R.M.; SANO, H.; HORNER, P.D.; BREWER, P.D.; PASHLEY, D.H. Regional bond strength of resin to human root dentin. **J. Dent.**, Bristol, v.224, p.435-442, 1996.

YOSHIYAMA, M.; URAYAMA, A.; KIMOCHI, T.; MATSUO, T.; PASHLEY, D.H. Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affect dentin. **Oper. Dent.**, Seattle, v.25, n.3, p. 163-9, May/June 2000.

A N E X O S

ANEXOS

Anexo 1: Certificado do Comitê de Ética



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

Parecer Consubstanciado do Projeto de Pesquisa

Registro no CEP-UNP	085/2005
Título do Projeto	Efeito do NaOCl a 10%, com e sem associação com compósito de baixa viscosidade, na resistência de união compósito-dentina
Pesquisador Responsável	Alex José Souza dos Santos
Instituição	UnP
Área Temática	Grupo III

Sumário: O projeto propõe avaliar o efeito do NaOCl a 10% na resistência de união compósito-dentina, com e sem associação com compósito de baixa viscosidade.

Avaliação: Ao se proceder a análise do projeto supracitado, tendo em vista que as informações nele contidas atendem aos aspectos fundamentais da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Potiguar, manifestou-se pela sua aprovação, em 26 de outubro de 2005.

Situação: Projeto aprovado

Natal, 31 de outubro 2005.

A handwritten signature in red ink, appearing to read 'Lecy de Maria Araújo Gadelha Fernandes'.

Prof.^a Lecy de Maria Araújo Gadelha Fernandes
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa/UnP

Anexo 2: Tabela mostrando os dados coletados e os resultados da resistência de união de cada palito no teste de microtração.

Grupo 1: Condicionamento + Single Bond

Número dente	Área (mm ²)	Kgf/cm ² nnn	kgf	RA (Mpa)
1	1,08	254	0,254	6,9
1	0,72	414	0,414	16,9
1	0,71	624	0,624	25,8
1	0,56	1365	1,365	7,1
2	0,63	1412	1,412	6,6
2	1,00	701	0,701	20,6
2	1,00	764	0,764	22,5
3	0,69	914	0,914	19,2
3	1,00	254	0,254	7,5
3	0,59	1754	1,754	8,7
3	0,65	1165	1,165	7,5
3	0,74	684	0,684	13,9
4	0,54	2104	2,104	11,7
4	0,67	1184	1,184	8,1
5	0,67	568	0,568	24,9
5	0,63	908	0,908	42,4
5	0,71	487	0,487	20,2

Grupo 2: Desproteinização + Single Bond

N. do dente	Área (mm ²)	Kgf/cm ² nnn	kgf	RA (Mpa)
2	0,76	254	0,254	9,8
2	0,63	573	0,573	18,1
2	0,71	414	0,414	8,9
5	0,73	446	0,446	14,1
5	0,71	254	0,254	10,5

Grupo 3: Condicionamento + Compósito de Baixa Viscosidade

Número dente	Área (mm2)	Kgf/cm2nnn	kgf	RA (Mpa)
1	0,70	796	0,796	33,4
1	0,72	541	0,541	22,1
1	0,72	382	0,382	15,6
1	0,64	509	0,509	23,4
1	0,63	541	0,541	25,2
1	0,62	605	0,605	28,7
2	0,64	446	0,446	20,5
2	0,70	541	0,541	22,7
2	0,69	318	0,318	13,5
2	0,68	286	0,286	12,4
2	0,76	191	0,191	39,4
2	0,85	286	0,286	34,1
3	0,86	223	0,223	7,6
3	0,64	382	0,382	17,5
3	0,87	318	0,318	31,0
3	0,66	477	0,477	21,2
3	0,68	477	0,477	20,6
4	0,66	601	0,601	26,8
4	0,60	1155	1,155	56,6
4	0,70	678	0,678	28,5
4	0,71	1021	1,021	42,3
4	0,58	599	0,599	30,4
4	0,62	563	0,563	26,7
5	0,75	631	0,631	24,7
5	0,58	1629	1,629	47,7
5	0,69	868	0,868	37,0
5	0,72	617	0,617	25,2
5	1,13	478	0,478	12,4
5	0,77	614	0,614	23,4

Grupo 4: Desproteinização + Compósito de Baixa Viscosidade

N. do dente	Área (mm ²)	Kgf/cm ² nnn	kgf	RA (Mpa)
1	0,67	509	0,509	22,3
1	0,67	637	0,637	28,0
1	0,66	350	0,35	15,6
1	0,75	477	0,477	18,7
1	0,80	796	0,796	29,3
2	0,66	446	0,446	19,9
2	0,71	509	0,509	21,1
2	0,66	509	0,509	22,7
2	0,67	732	0,732	32,1
2	0,61	860	0,86	20,5
3	0,64	446	0,446	41,4
3	0,68	605	0,605	26,2
3	0,84	732	0,732	25,6
3	0,72	2141	2,141	60,2
3	0,83	344	0,344	12,2
3	0,80	596	0,596	21,9
4	0,74	341	0,341	13,5
4	0,66	432	0,432	19,2
4	0,71	357	0,357	14,8
4	0,68	1020	1,02	44,1
4	0,69	594	0,594	25,3
4	0,57	662	0,662	34,1
5	0,67	805	0,805	35,3
5	0,61	882	0,882	42,5
5	0,59	1022	1,022	50,9
5	0,70	767	0,767	32,2
5	0,73	872	0,872	35,1
5	0,88	541	0,541	18,1

Anexo 3: Tabela do teste de Normalidade Kolmogorov-Smirnov

Number of values	17	5	29	28
Minimum	6,6	8,9	7,6	12,2
25% Percentile	7,5	9,35	20,55	19,55
Median	13,9	10,5	25,2	25,45
75% Percentile	21,55	16,1	32,2	34,6
Maximum	42,4	18,1	56,6	60,2
	G 1	G 2	G 3	G 4
Mean	15,91	12,28	26,57	27,96
Std. Deviation	9,675	3,806	10,88	11,74
Std. Error	2,347	1,702	2,02	2,218
Lower 95% CI of mean	10,94	7,555	22,43	23,41
Upper 95% CI of mean	20,89	17,01	30,71	32,51
KS normality test				
KS distance	0,1837	0,28	0,1123	0,1371
P value	P > 0.10	P > 0.10	P > 0.10	P > 0.10
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	Yes	Yes	Yes
P value summary	ns	ns	ns	ns
Sum	270,5	61,4	770,6	782,8

Anexo 4: Análise de Variância ANOVA para 2 Critérios

Table Analyzed	Análise de Variância ANOVA dois critérios (Compósito de Baixa Viscosidade e Técnica Adesiva): Esquema Fatorial 2x2 em Função da Resistência da União.
Two-way ANOVA	

Source of Variation	% of total variation	P value
Interaction	0,56	0,463
Compósito de Baixa Viscosidade	19,26	P<0.0001
Técnica Adesiva	0,09	0,7717

Source of Variation	P value summary	Significant?
Interaction	ns	No
Compósito de Baixa Viscosidade	***	Yes
Técnica Adesiva	ns	No

Source of Variation	Df	Sum-of-squares	Mean square	F	P value	Significant?
Interaction	1	63,62	63,62	0,5442	0,463	No
Compósito de Baixa Viscosidade	1	2180	2180	18,64	P<0.0001	Yes
Técnica Adesiva	1	9,912	9,912	0,08477	0,7717	No
Residual	75	8769	116,9			

Anexo 5: Pós-teste de Bonferroni

Bonferroni posttests

Com Flow vs. Sem Flow				
Técnica Adesiva	Com Flow	Sem Flow	Difference	95% CI of diff.
Condicionamento	26,57	15,47	-11,1	-18.66 to -3.547
Desproteinização	27,96	12,28	-15,68	-27.68 to -3.670

Técnica Adesiva	Difference	t	P value	Summary
Condicionamento	-11,1	3,361	P<0.01	**
Desproteinização	-15,68	2,986	P<0.01	**

Anexo 6: Teste de Normalidade dos resultados quanto à perda de palitos.

	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3	Grupo 4
Number of values	5	5	5	5
Minimum	4	6	0	0
25% Percentile	4,5	6,5	0	0
Median	6	9	0	0
75% Percentile	6,5	9	2	4
Maximum	7	9	4	4
Mean	5,6	8	0,8	1,6
Std. Deviation	1,14	1,414	1,789	2,191
Std. Error	0,5099	0,6325	0,8	0,9798
Lower 95% CI of mean	4,184	6,244	-1,421	-1,12
Upper 95% CI of mean	7,016	9,756	3,021	4,32
KS normality test				
KS distance	0,2371	0,3602	0,4726	0,3674
P value	P > 0.10	0,0327	0,0005	0,0261
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	No	No	No
P value summary	ns	*	***	*
Sum	28	40	4	8

Anexo 7: Análise de Variância para Dados Não-Paramétricos (Teste de Kruskal Wallis).

Kruskal-Wallis test	
P value	0,0013
Exact or approximate P value?	Gaussian Approximation
P value summary	**
Do the medians vary signif. (P < 0.05)	Yes
Number of groups	4
Kruskal-Wallis statistic	15,74

Anexo 8: Pós-teste de Mann Whitney

Mann Whitney test	G 3 x 4	G 1 x 2	G 1 x 3	G 1 x 4	G 2 x G3	G2 x G4
P value	0,6905	0,0317	0,0079	0,0159	0,0079	0,0079
Exact or approximate P value?	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Gaussian Approximation	Exact	Exact
P value summary	ns	*	**	*	**	**
Are medians signif. different? (P < 0.05)	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
One- or two-tailed P value?	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed	Two-tailed
Sum of ranks in column	25 , 30	17.50 , 37.50	39.50 , 15.50	39 , 16	40 , 15	40 , 15
Mann-Whitney U	10	2,5	0,5	1	0	0

Anexo 9: Quadro dos dados utilizados na Correlação de Sperman

Distribuição da perda de palito e MRUs (MPa) por dente:			
GRUPO	DENTE	MRU	PALITOS PERDIDOS
1	1	14,2	5
	2	16,6	6
	3	11,4	4
	4	9,9	7
	5	29,2	6
2	1	0	9
	2	12,3	6
	3	0	9
	4	0	9
	5	12,3	7
3	1	24,7	0
	2	23,8	0
	3	19,6	4
	4	35,2	0
	5	28,4	0
4	1	22,8	4
	2	23,2	4
	3	31,3	0
	4	25,2	0
	5	35,7	0

Livros Grátis

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

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

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

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

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