JANAÍNA DE OLIVEIRA LIMA

**SISTEMAS ADESIVOS AUTOCONDICIONANTES APLICADOS
NO ESMALTE: AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO,
MORFOLOGIA DE INTERFACE E PADRÃO DE
CONDICIONAMENTO EM FUNÇÃO DO
TRATAMENTO E SUBSTRATO**

São Paulo

2006

Janaína de Oliveira Lima

**Sistemas adesivos autocondicionantes aplicados no esmalte:
avaliação da resistência de união, morfologia de interface
e padrão de condicionamento em função
do tratamento e substrato**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Mestre, pelo programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Materiais Dentários

Orientador: Prof. Dr. Paulo Eduardo Capel Cardoso

São Paulo

2006

Catálogo-na-Publicação
Serviço de Documentação Odontológica
Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo

Lima, Janaína de Oliveira

Sistemas adesivos autocondicionantes aplicados no esmalte: avaliação da resistência de união, morfologia de interface e padrão de condicionamento em função do tratamento e substrato / Janaína de Oliveira Lima; orientador Paulo Eduardo Capel Cardoso. -- São Paulo, 2006.

98p.: tab., fig., graf.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Área de Concentração: Materiais Dentários) -- Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo.

1. Adesivos dentinários – Esmalte bovino – Resistência de União (Odontologia) 2. Esmalte dentário – Testes 3. Materiais dentários

CDD 617.695
BLACK D15

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE E COMUNICADO AO AUTOR A REFERÊNCIA DA CITAÇÃO.

São Paulo, ____/____/____

Assinatura:

E-mail:

FOLHA DE APROVAÇÃO

Lima JO. Sistemas adesivos autocondicionantes aplicados no esmalte: Avaliação da resistência de união, morfologia de interface e padrão de condicionamento em função do tratamento e substrato [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo __/__/____.

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

2) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

3) Prof(a). Dr(a). _____

Titulação: _____

Julgamento: _____ Assinatura _____

DEDICATÓRIA

*Muitas vezes as pessoas são egocêntricas, ilógicas e insensatas.
Perdoe-as assim mesmo.*

*Se você é gentil, as pessoas podem acusá-lo de egoísta, interesseiro.
Seja gentil, assim mesmo.*

*Se você é um vencedor, terá alguns falsos amigos e alguns inimigos verdadeiros.
Vença assim mesmo.*

*Se você é honesto e franco as pessoas podem enganá-lo.
Seja honesto assim mesmo.*

*O que você levou anos para construir, alguém pode destruir de uma hora para outra.
Construa assim mesmo.*

*Se você tem Paz, é Feliz, as pessoas podem sentir inveja.
Seja Feliz assim mesmo.*

*Dê ao mundo o melhor de você, mas isso pode nunca ser o bastante.
Dê o melhor de você assim mesmo.*

*Veja você que no final das contas, é entre você e Deus.
“Nunca foi entre você e as outras pessoas.”*

(Madre Teresa de Calcutá)

Dedico este trabalho àqueles que me deram a vida e com isso a maior oportunidade para que eu chegasse até aqui. Para meus pais Edgard e Odila, que me deram os valores mais íntegros que uma pessoa possa ter, que inúmeras vezes abdicaram de seus sonhos, para que eu realizasse os meus, que começaram a vida lutando pelo amor, continuaram pelos filhos e ainda conseguem lutar pelos seus netos. Diante de tudo isso um obrigada é muito pouco e ainda que ofereça meu eterno amor e gratidão não será o suficiente diante de tanta dedicação.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Agradeço ao meu Orientador por toda paciência, compreensão dedicação e ensinamentos, durante todo este periodo de formação. Não ha como mensurar tudo o que foi modificado, todos os conhecimentos que me foram mostrados. Enfim agradeço ao meu orientador, Professor Paulo Capel, como ainda o chamo, por todas as oportunidades oferecidas e pelo grande apoio durante esta caminhada.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus irmãos, os quais, cada uma a sua maneira, mostraram - me os caminhos da vida e que me deram 4 motivos de alegria constante; meus sobrinhos. Yasmim, nossa princesa e os peraltas Leonardo, Enzo e Pietro, amo muito todos vocês.

Às minhas amigas, verdadeiras, Tatiana, Carla e Simone a quem eu só pude oferecer a minha amizade e souberam me mostrar que é isso o que realmente conta. Tati e Carla vocês não são oficialmente parentes, mas certamente fazem parte da família que pude escolher para estar ao meu lado.

À toda minha família que me acompanha de perto, sempre oferecendo um cantinho de paz, obrigada Mara e Marcelo, tios Décio e Cátia, tios Durval e Neide e meu querido tio Zé.

Aos colegas do departamento de materiais dentários agradeço pelo adorável convívio por todos esses anos : Sandra, Andréa, Fernanda Sadek, Fernandinha, Carina, Marcelo enfim todos os pós – graduandos do departamento de materiais dentários.

Ao professor Walter meu professor na graduação e que se tornou um grande amigo na pós graduação. Muito obrigada pelas dicas, oportunidades e pelas horas de descontração.

À Rosa Cristina sempre pronta para me atender ao primeiro som de Rosinha me ajuda aqui..... Obrigada.

Aos técnicos Sílvio que sempre me ajudava no laboratório e que só falhou em tentar me tornar corinthiana, ao **Antônio** que me aguenta há mais de 8 anos e que aparenta ser um pouco sério mas é um amor, cuja ajuda nesse período é praticamente imensurável. Obrigada.

Ao CNPq pelo apoio financeiro.

À professora Rosa nossa guia dentro deste mundo da pós- graduação e que também sempre esteve disposta a resolver os pequenos obstáculos durante o curso.

A todos os professores do departamento de materias que não foram citados, mas que também fizeram parte da minha formação e sempre prontos a resolver minhas dúvidas.

Lima JO. Sistemas adesivos autocondicionantes aplicados no esmalte: Avaliação da resistência de união, morfologia de interface e padrão de condicionamento em função do tratamento e substrato [Dissertação de Mestrado]. São paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

Este estudo teve como objetivo verificar a possibilidade de utilizar o esmalte bovino, em teste resistência de união, substituindo o esmalte humano, bem como, analisar a resistência de união, morfologia de interface e padrão de condicionamento de sistemas adesivos autocondicionantes aplicados ao esmalte intacto e asperizado. Foram usados 40 dentes humanos e 40 dentes bovinos. Cada dente foi dividido em quatro regiões, de maneira a permitir a obtenção dos corpos-de-prova de todas as condições experimentais. Três sistemas adesivos autocondicionantes; Clearfil Protect Bond (Kuraray Medical inc), Adper Prompt L-Pop (3M-ESPE), i Bond (Heraeus-Kulzer) foram testados, sendo utilizado um sistema de condicionamento total, Excite (Ivoclar-Vivadent), como controle positivo. A resina Tetric Ceram foi utilizada para a confecção dos corpos-de-prova, para resistência de união e amostras de microscopia eletrônica de varredura (MEV). As médias de resistência de união foram avaliadas por análise de variância e Tukey. Não houve diferença estatística, na resistência de união, entre os substratos, embora, as médias em esmalte humano tenham sido mais altas. A interação tripla; sistema Adesivo x Tratamento x Esmalte, também não foi significativa, no entanto, manteve-se a tendência dos autocondicionantes de passo único apresentar as menores médias de resistência de união, principalmente no esmalte intacto. Houve diferença estatística para o fator sistema adesivo, sendo que o menor resultado foi obtido com o adesivo i Bond, na interação sistema adesivo x tratamento, a menor média também foi obtida pelo adesivo i Bond, quando aplicado ao esmalte intacto. O fator tratamento foi

significante, sendo que, na variável de esmalte asperizado constatou-se a maior média de resistência de união, evidenciando que a asperização da superfície de esmalte, quando um sistema adesivo autocondicionante é aplicado no esmalte, constitui um passo operatório essencial. As imagens de *MEV* evidenciaram maior porosidade no dente bovino, independente do sistema adesivo utilizado e maior descalcificação do esmalte, tanto asperizado, quanto intacto, para os adesivos Excite e Adper Prompt L-Pop. Em relação à interface observou-se, que a camada de adesivo, no esmalte asperizado, tanto humano, quanto bovino, mostrou-se mais espessa, não importando o tipo de sistema adesivo; autocondicionante ou convencional. Os prismas de esmalte, no substrato bovino, mostraram um arranjo diferenciado, do observado no esmalte humano, porém esta diferença não promoveu alteração na resistência de união, visto que, não houve diferença estatística entre os substratos. Assim na impossibilidade de se obter esmalte humano, para testes de microtração, a utilização do esmalte bovino é viável.

Palavras Chave – Microscopia eletrônica de Varredura Resistência à tração; Esmalte dental ; Tratamento.

Lima JO. Self Etching Primers applied in the enamel: adhesive bond strength, interface morphology, etch pattern in relation the treatment and substrate [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The aim of this study was to verify the possibility in use the bovine enamel, as a substitute to human enamel, in the microtensile bond strength test, as well as analyze the bond strength, interface morphology and etch pattern of the self etching primers (SEP) applied in the cut and uncut, bovine and human, enamel. For this 40 human teeth and 40 bovine teeth were used, each tooth was divided in four halves to obtain all experimental conditions in the same tooth. Three SEP; Clearfil Protect Bond (CPB) (Kuraray Medical Inc), Adper Prompt L-Pop (LP) (3M-ESPE), i Bond (IB) (Heraeus-Kulzer) were tested, using a conventional adhesive system, Excite (EX) (Ivoclar Vivadent), as a positive control. A bulk of composite resin, Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent), was build up for the specimens of microtensile test and SEM. In all above trials, some specimens were randomly selected and prepared for SEM. The data collected was submitted for statistical analyze ANOVA and Tukey test. It was possible to verify that there were no statistically differences between the substrate and triple interaction Adhesive Systems x Substrate x Treatment, but in the booth conditions, the SEP, i Bond, showed the lowest means, as same as, all means in bovine enamel were lowest than in human enamel. There were statistically differences between the systems adhesives and for treatment, cut and uncut. For adhesive systems the lowest value was observed for i Bond, in booth substrate and treatment. In the treatment conditions the greater means were observed in the cut enamel, showing that the cutting enamel is essential condition, to improve the bond strength of SEP, applied in the enamel. The SEM images, for etch pattern showed

that in the bovine enamel the porosity was more thickness, for all adhesives and cut and uncut treatment. It was possible to verify, through SEM of morphology interface, that the all adhesives in cut enamel, had adhesive layer more thickness, as an exception was the SEP, I Bond, that showed adhesive layers thinner. The bovine enamel showed a different arrangement for prisms that showed in the human enamel. We conclude that when the use of human enamel, in the microtensile test, is unviable, it is possible to use the bovine enamel as a substrate.

Keywords: Tensile strength; Scanning Electron Microscopy; Dental Enamel, Treatment.

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Estrutura do Esmalte	15
2.2 Sistemas Adesivos.....	22
2.2.1 Condicionadores de Tecido.....	29
2.2.2 Primer.....	31
2.2.3 Agentes de União.....	32
2.3 Interação Sistema Adesivo x Esmalte	38
3 PROPOSIÇÃO	43
4 MATERIAL E MÉTODOS	44
4.1 Teste de Resistência de União.....	46
4.2 Análise do padrão de descalcificação através de “tags”	49
4.3 Análise da morfologia de interface.....	50
4.4 Análise da superfície de esmalte e prismas	51
5 RESULTADOS	52
5.1 Resultados das análises por MEV	53
5.1.1 Micrografias do padrão de descalcificação através de réplicas de “tags” de adesivo	53
5.1.2 Micrografias de morfologia de interface.....	60
5.1.3 Micrografias de esmalte	64
5.2 Resultados de Resistência de união em MPa.....	66
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÕES	85

REFERÊNCIAS 86

ANEXO 96

APÊNDICE.....97

1 INTRODUÇÃO

Atualmente encontram-se disponíveis no mercado Odontológico os sistemas adesivos convencionais também conhecidos como sistemas de condicionamento total e os sistemas adesivos autocondicionantes [1-8].

Estudos mais recentes sobre a resistência de união desses materiais mostram que, quanto mais simplificado o sistema adesivo, piores são os seus resultados clínicos [6] e laboratoriais [9-13].

Dos sistemas adesivos disponíveis, os autocondicionantes são os mais recentes, surgiram quando os fabricantes tornaram a concentração de seus monômeros resinosos ácidos, permitindo assim, que o condicionamento ácido da estrutura dental fosse feito simultaneamente à infiltração dos tecidos condicionados pelo adesivo [3, 5, 6, 8, 10, 11, 14-23].

Como o monômero é o responsável por criar a sua própria via de infiltração, a lavagem, para a remoção do ácido, não é necessária, eliminando assim um dos passos operatórios mais críticos, quando se utiliza um sistema convencional como, por exemplo, a lavagem e posterior secagem da superfície recém condicionada por ácido fosfórico.

Sabe-se que quando sistemas de condicionamento total são usados e há secagem excessiva da dentina, as fibrilas colágenas colapsam, impedindo a total penetração do adesivo, gerando problemas como a sensibilidade pós-operatória e susceptibilidade à micro infiltração, decorrentes da incompleta hibridização da dentina [4, 24].

Embora testes clínicos e laboratoriais venham comprovando as vantagens dos adesivos autocondicionantes em relação a maior facilidade de aplicação em

dentina e menor sensibilidade pós-operatória, quando comparados com os adesivos de condicionamento total, desvantagens também são evidenciadas, tais como; adesão inferior desses sistemas ao esmalte, principalmente quando este não sofre asperização. [3, 4, 10, 14, 18-22, 25-27].

O crescente aumento do número de novos sistemas adesivos autocondicionantes, aliada a maior credibilidade das pesquisas “*in vitro*”, principalmente de microtração, em prever o comportamento clínico desses materiais, têm esbarrado num problema ainda a ser solucionado, o da obtenção de dentes humanos para a realização de testes laboratoriais. [28-31].

Embora os dentes bovinos venham sendo utilizados como substitutos ao substrato humano, nas pesquisas “*in vitro*”, por apresentarem amelogênese semelhante à do dente humano, e em consequência a mesma composição química [30, 32], pouco se conhece sobre como a estrutura dental bovina se desenvolve, ou ainda, pouco se sabe sobre a disposição dos prismas de esmalte.

O número de estudos que valide essa substituição, em relação às propriedades físicas do substrato, esmalte e dentina, é pequeno, apenas quatro [28, 30, 32, 33].

Desses, apenas um [28] analisa a disposição dos prismas de esmalte no dente bovino e as características morfológicas da dentina. Nos outros três estudos, as conclusões são todas baseadas somente em testes mecânicos e comparação da composição química dos mesmos [30, 32, 33].

Deve-se considerar que para compreender e discutir os resultados de resistência de união é necessário não só o conhecimento da composição química, mas também o conhecimento das estruturas do esmalte de dentes bovinos e

humanos, os requisitos de união entre dente e sistemas adesivos, e o desempenho dos mesmos nos diferentes substratos.

Desta maneira pode-se concluir se o substrato dental bovino pode ou não substituir o humano em testes laboratoriais.

Fica evidente assim a necessidade de mais estudos que verifiquem a capacidade do dente bovino em substituir ou não o humano, tendo em vista principalmente a grande vantagem de facilitar a obtenção de dentes, para as pesquisas “*in vitro*”, podendo assim atender à atual demanda por pesquisas laboratoriais.

O estudo [5] em 2003 demonstrou que, as pesquisas “*in vitro*” de resistência de união, com sistemas adesivos, podem certamente prever o comportamento clínico desses materiais, quando o teste de microtração é utilizado.

Assim, com essa maior credibilidade, estudos de resistência de união têm sido usados para avaliar o comportamento dos sistemas adesivos nos diferentes substratos, esmalte e dentina e para as suas diferentes indicações, restaurações diretas, colagem de peças protéticas, pinos intrarradiculares, braquetes, entre outras [2, 15, 34-38].

Além disso, levando-se em consideração que os estudos “*in vitro*” são de resultados mais rápidos e de menor custo que os estudos clínicos [6], fica evidente a tendência atual de que a grande maioria das pesquisas com sistemas adesivos tenham sido laboratoriais [1, 3, 4, 10, 18-20, 22, 23, 25, 26, 28, 35, 39-45].

Todos os fatores acima citados resumem necessidades de pesquisas com sistemas adesivos, como o estudo dos novos adesivos autocondicionantes; a comprovação de suas vantagens e desvantagens e a rapidez nos resultados.

Além disso, seria ideal a utilização de um substrato animal de mais fácil obtenção que o humano, possibilitando, assim, o pronto atendimento da elevada demanda de estudos com os sistemas adesivos.

2 REVISÃO DA LITERATURA

A idéia deste trabalho foi baseada em algumas das necessidades e problemas enfrentados pelos pesquisadores atualmente. Porém o contexto encontrado na comunidade científica é fruto de anos de pesquisas com os sistemas adesivos e suas interações com o substrato dental.

Esta revisão será então dividida em tópicos considerando; as características físicas e químicas da superfície onde o adesivo será utilizado, que no caso deste trabalho é o esmalte de dentes bovinos e humanos, os diferentes sistemas adesivos, condicionamento total e autocondicionantes e os princípios básicos para se compreender o mecanismo de união, entre os polímeros e a estrutura dental. Analisando-os através de algumas das principais pesquisas realizadas nas últimas 5 décadas.

2.1 Estrutura do Esmalte

O esmalte dental humano, segundo os autores, [46] e [47], é o tecido mais mineralizado do corpo, composto em volume de, aproximadamente, 96% material inorgânico e 4% de material orgânico e água.

Com relação à composição, o esmalte dental bovino apresenta grande similaridade, com o humano, pois a amelogênese é semelhante. Nos dados da tabela 2.1, é possível comparar a composição química do esmalte, de dentes bovinos e humanos.

Tabela 2.1 - Composição química da estrutura dental do dente humano e bovino

ELEMENTOS	LIMITES MÍNIMO E MÁXIMO	BOVINOS		HUMANOS	
		Esmalte	Dentina	Esmalte	Dentina
Ferro %	0.05-20%	L 0.05	L 0.05	L 0.05	L 0.05
Magnésio %	0.02-10%	7	7	5	7
Cálcio ppm	0.05-20 ppm	G 20	G 20	G 20	G 20
Magnésio ppm	10-5000 ppm	L 10	L 10	L 10	L 10
Cobre ppm	10-20000 ppm	L 10	L 10	L 10	L 10
Chumbo ppm	10-20000 ppm	50	L 10	70	L 10
Zinco ppm	200-10000 ppm	L 200	L 200	L 200	L 200
Prata ppm	0.5-5000 ppm	10	1	5	2
Estrôncio sr	100-5000 ppm	700	500	500	300

Dados retirados do site :

<http://www.encolombia.com/odontologia/foc/FocXX-Characterizacion1.htm>

Porcentagem em grama do elemento em 100 gramas da amostra

ppm- parte por milhão

G- elemento detectado acima do valor máximo

L- elemento detectado abaixo do valor mínimo

Os componentes inorgânicos do esmalte encontram-se em sua maior parte representados por cristais de hidroxiapatita, os quais são organizados na forma de prismas. Estes, por sua vez, são os responsáveis pelas propriedades físicas do esmalte, como por exemplo; a resistência à compressão, módulo de elasticidade e ductibilidade.

Assim como no dente humano, a unidade básica do esmalte bovino também é o prisma do esmalte [26, 33, 48], que no esmalte humano maduro, segundo os autores [47], aparece ocupando, quase que a totalidade da espessura deste tecido.

A pequena quantidade de material orgânico do esmalte humano é representada por proteínas que ficam numa área determinada de zona interprismática[49].

No entanto, em relação ao esmalte bovino, pouco se conhece sobre a maneira como são formados os prismas e como os cristais de hidroxiapatita se distribuem, ou seja, são depositados, durante a formação do esmalte.

O conhecimento da morfologia e distribuição dos prismas de esmalte bovino são de grande importância, já que, como demonstrado pelo estudo [50], a orientação dos prismas de esmalte, humano, interfere de forma significativa nos testes de resistência à união, entre estas estruturas e os diferentes sistemas adesivos.

Para demonstrar tais efeitos, o autor realizou testes de tração, feitos com espécimes confeccionados sobre uma superfície de esmalte humano, com prismas paralelos e em superfícies com prismas orientados perpendicularmente. As médias de resistência de união obtidas mostraram que; na superfície de orientação paralela, os valores foram inferiores às obtidas na superfície perpendicular.

Ainda em relação a orientação dos prismas os autores [51] observaram, em testes de resistência de união, realizados em esmalte humano, que quando a orientação dos prismas era paralela à superfície, a chance de ocorrer micro trincas, que se propagavam no espaço interprismático, era maior, e quando isto ocorria a resistência de união obtida era menor.

Outros autores [52] também avaliaram a influência da orientação dos prismas e da região do esmalte humano na resistência de união, através de testes de microcisalhamento. Utilizaram para os testes um sistema adesivo de condicionamento total e um autocondicionante.

Os autores observaram que a orientação da estrutura prismática tem maior influência na resistência de união dos adesivos de condicionamento total. Para a superfície com a orientação de prismas paralela, às médias de resistência de união foram inferiores às médias obtidas na área de orientação perpendicular.

O mesmo efeito também foi encontrado com os adesivos autocondicionantes, ou seja, a média de resistência de união na condição paralela foi inferior à obtida na condição perpendicular, porém, não suficiente para produzir uma diferença estatística entre as médias.

Devido a esta característica de apresentar diferentes valores de resistência de união dos adesivos ao esmalte, em função da região, os autores denominaram o esmalte humano, como um substrato anisotrópico, ou seja, substrato no qual é possível obter diferentes valores de medida, de resistência de união, em função da região estudada [52].

Em relação a microestrutura da zona interprismática do esmalte humano destaca-se a presença de proteínas provenientes das amelogeninas e enamelinas degradadas durante a formação do esmalte maduro [49]. Assim, ao contrário dos prismas, a zona interprismática é rica em proteínas, ou seja, matéria orgânica.

Devido ao conteúdo desta região é de se esperar que ela possua propriedades mecânicas, como módulo de elasticidade e nanodureza, inferiores às do prisma.

Segundo o estudo [49] a nanodureza e o módulo de elasticidade estão, diretamente relacionado com a resistência à propagação da trinca e à deformações plásticas e elásticas, na zona interprismática, foram respectivamente 73,6 % e 52,7% menores que nos prismas.

Para a obtenção destes resultados, os autores avaliaram a nanodureza e o módulo de elasticidade através de nanoidentação em superfície de esmalte, no prisma e na zona interprismática, associada à imagens de microscopia de força atômica, para garantir que a nanoidentação fosse realizada no local correto.

Observaram que a nanoidentação no esmalte apresentava o formato de um triângulo equilátero característico de materiais rígidos e homogêneos.

Já na zona interprismática, a impressão produzida pela nanoidentação foi a de um triângulo isósceles, evidenciando uma maior velocidade de propagação de trincas, mostrando desta maneira que a zona interprismática é menos resistente que área dos prismas de esmalte.

Pode-se dizer então que a composição química, e a microestrutura do esmalte, principalmente, a orientação dos prismas e a quantidade de material interprismático, é de fundamental importância nos resultados de resistência de união.

Assim sendo, qualquer substrato para substituir o esmalte dental humano deverá também apresentar uma orientação de prismas e quantidade de matéria orgânica semelhantes.

A natureza da superfície do esmalte, prismática ou aprismática, também pode interferir na retentividade de adesivos e das resinas compostas. Segundo alguns pesquisadores[53], na camada aprismática, o padrão de rugosidade superficial após o condicionamento ácido é menos retentivo que na camada prismática.

Assim, antes da aplicação do adesivo seria ideal remover a camada aprismática [8], preferencialmente por descalcificação e não por desgaste. E quando possível, o adesivo deveria ser aplicado em áreas, nas quais, a orientação dos prismas seja perpendicular à superfície [52].

Apesar dos requisitos acima listados serem de grande importância, no período de 1980 à 2006 apenas alguns trabalhos [28, 33, 48] compararam as estruturas morfológicas de esmalte e dentina, entre dentes humano, e bovino, através de MEV associado à testes mecânicos.

Por outro lado, a literatura mostra, que no mesmo período de 1980 à 2005 foram realizados 1820 estudos em substrato animal, sendo 1090 em esmalte e 1730 em dentina.

Um dos primeiros estudos buscando um substrato substituto para o dente humano, foi realizado em 1983 [33], os autores fizeram uma análise da resistência de união de diferentes cimentos e duas resinas compostas quimicamente ativadas, ao esmalte humano e bovino. Concluíram que, embora as médias de resistência à união fossem sempre menores para os dentes bovinos, estes poderiam ser utilizados como substitutos dos humanos, já que as médias não apresentavam diferença estatística com as obtidas no esmalte humano.

No entanto, os autores observaram que a resistência de união à dentina bovina diminuía gradativamente com o aumento da profundidade da cavidade no sentido pulpar.

Somente em 2004 [28] um novo estudo envolvendo o teste mecânico de resistência à microtração e análises de micrografias foi realizado.

Segundo os autores [28], a comparação do esmalte entre dentes humano, bovino e suíno, através de micrografias de esmalte e dentina, e testes de resistência de união, permitiu concluir que o dente bovino pode substituir o dente humano. Já o dente suíno, devido à disposição dos prismas no esmalte, não deve ser utilizado, principalmente nos testes de resistência de união.

Além disso, os autores ressaltaram que o esmalte suíno possuía prismas mais porosos, porém a orientação dos mesmos era completamente diferente, quando comparada à dos prismas de dentes humanos e bovinos. A camada interprismática apresentou-se fina, com cristais formando um ângulo de 90° com o centro dos prismas. Devido a isto, os autores consideraram [28], o dente bovino um substituto melhor que o suíno, para os testes de adesão, quando não há possibilidade de se usar dentes humanos.

A escassa literatura nessa área, ou seja, o pouco conhecimento sobre a estrutura do dente bovino, entra em contradição, com o grande número de testes de resistência de união e análises por MEV [3, 26, 27, 29, 43, 54-57] realizadas com este tipo de substrato. Tais pesquisas consideram como certa a capacidade do dente bovino em substituir o substrato humano, sem o devido respaldo científico para isso.

Considera-se que para usar dentes de origem animal no lugar de dentes humanos, em testes laboratoriais de resistência de união, é necessário que a estrutura química e principalmente a morfológica dos mesmos sejam semelhantes.

É de conhecimento geral que o esmalte bovino é mais poroso que o esmalte humano [28, 33, 48], mas ainda não se tem certeza se esta porosidade pode interferir nos testes de resistência mecânica para os diferentes tipos de sistemas adesivos e tratamentos do esmalte.

Assim, é preciso conhecer não só a estrutura dental a ser utilizada, mas também saber como os sistemas adesivos interagem com a mesma, nas diferentes condições em que o esmalte pode ser estudado, asperizado ou sem tratamento.

A exemplo disto, o trabalho realizado em 2003 [52] evidencia que, além da orientação dos prismas, a resistência de união é também dependente do tipo de

adesivo aplicado no esmalte, pois como observado os sistemas adesivos autocondicionantes sofreram menor influência da orientação dos prismas, que o adesivo que utiliza o ácido fosfórico como condicionador da superfície.

Por isso, para as pesquisas de resistência de união, independente do substrato, é preciso conhecer a estrutura em que o adesivo será aplicado, no caso o esmalte, mas também como esse adesivo se relacionará com a estrutura para promover a união dos polímeros à estrutura dental e ainda quais os tipos de adesivos estão à disposição para promover esta união.

2.2 Sistemas Adesivos

Considerando a terapêutica restauradora e o grande apelo estético da Odontologia atual, é possível afirmar que os sistemas adesivos são essenciais para a prática clínica, já que são a base para a realização de procedimentos estéticos, como as restaurações em resina composta, cimentação de pinos intra-radiculares, núcleos e peças livres de metal [8].

Há cinquenta anos, quando da introdução do condicionamento ácido, existia pouco conhecimento sobre como promover a união dos polímeros às estruturas dentais. Os materiais disponíveis, tanto os sistemas adesivos como as resinas eram bem inferiores em suas propriedades mecânicas que os atuais.

As primeiras pesquisas com adesivos dentinários ocorreram em 1949 com Oscar Hagger. Este desenvolveu o GPDM – dimetacrilato de ácido glicerofosfórico [17, 24], um sistema quimicamente ativado, que era capaz de promover a união da

resina acrílica ao dente. O primeiro produto comercial se chamou SEVITRON [17]. Porém a experiência clínica da época mostrou que este sistema não promovia uma união adequada [25, 42].

Em 1955, o condicionamento do esmalte dental foi introduzido, com a utilização do ácido fosfórico na concentração de 85%, por 30 segundos, como uma maneira de aumentar a união dos polímeros à estrutura dental. Porém os resultados sofreram muitas críticas devido a utilização de substâncias, na época, consideradas muito agressivas ao ambiente bucal [17].

Os efeitos dessa descoberta ficaram mais evidentes somente na década de sessenta, quando o mesmo autor comprovou que ao se realizar o condicionamento ácido do esmalte, seguido da utilização de uma resina fluída e logo depois uma resina de maior viscosidade, a infiltração marginal diminuía e a retenção do compósito à cavidade aumentava [58].

Apesar desta vantagem, problemas como a sensibilidade pós-operatória, infiltração marginal e perda prematura das restaurações eram uma constante e desencorajavam o uso das resinas [59].

Buscando a solução desses problemas, as pesquisas na área dos polímeros, resinas e sistemas adesivos, trouxeram inúmeras modificações e proporcionaram, por exemplo, a determinação dos requisitos de união e do protocolo de adesão [7].

O protocolo envolve três passos básicos; o condicionamento da estrutura dental, “priming” da estrutura condicionada e a aplicação do adesivo [7, 17]. E foi trabalhando em adaptações e modificações desses três passos que os sistemas adesivos evoluíram.

As primeiras alterações nos sistemas adesivos ocorreram na concentração do ácido fosfórico e no tempo de aplicação.

Em 1974 [60], foi realizado um estudo *"in vitro"* para avaliar o efeito de diferentes soluções ácidas e do ácido fosfórico, com concentrações variando entre 20 e 70%, no condicionamento do esmalte. Os resultados mostraram que na concentração de 30% o ácido fosfórico provocava o condicionamento mais eficiente, ou seja, com maior uniformidade na distribuição do padrão, pela superfície de esmalte e ao mesmo tempo mais profundo e retentivo.

A partir desta pesquisa, ficou demonstrado, que esta concentração de ácido fosfórico, 30%, era mais eficiente que o produto mais utilizado até então, ácido fosfórico 50% com 7% de óxido de zinco, em peso, o qual se mostrou 50% menos eficiente, segundo testes de resistência à tração.

Em 1975 [61], o mesmo autor fez um estudo *"in vitro"*, no qual testou diferentes concentrações de ácido fosfórico entre 5 e 80%. Foi constatado, que em concentrações entre 5-15% e 70-80%, o condicionamento da estrutura era mínimo, porém semelhante, contradizendo o que se esperava de uma suposta relação proporcional entre acidez e capacidade de descalcificação.

Isto porque esperava - se que; quanto mais ácida a solução, maior seria a profundidade e quantidade de poros criados na superfície.

A isto se atribuiu que, nas condições acima de 50%, há a formação de um precipitado insolúvel, o monocalciefosfato monoidratado, que inibe a dissolução contínua, e por serem insolúveis, não são removidos pela água, sendo então responsável pelo menor condicionamento [62].

Em outro estudo no mesmo ano [63], determinou - se que existiam três tipos básicos de padrão topográfico após o condicionamento do esmalte. Com soluções de concentrações de ácido fosfórico que variavam entre 20-70% aplicados no esmalte humano, de dentes permanentes e decíduos, o autor observou que o ácido

fosfórico seria capaz de diluir o centro do prisma, a sua periferia e também produzia um padrão misto de dissolução, centro e periferia.

As soluções foram aplicadas em tempos que variavam de 1 a 10 minutos. O padrão produzido pelo ácido láctico também foi estudado com soluções nas concentrações seguintes; 1, 0,1 e 0,01 normal e pH de 4.5. O tempo de exposição para este ácido foi de 1 à 5 dias, o que para a Odontologia seria inviável.

Os padrões produzidos foram classificados de acordo com a forma de dissolução dos prismas em tipo 1, para o padrão em que o centro dos prismas era descalcificado, tipo 2, onde a dissolução preferencial era a da periferia, e tipo 3, ou misto, em que ocorria a mistura dos padrões 1 e 2.

Quanto à profundidade do condicionamento, segundo as pesquisas [63] e [14], o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico é capaz de produzir descalcificação, com profundidade variando entre 5 e 50µm, removendo portanto toda camada de esmalte aprismático, nos casos em que este estiver presente.

Porém, os grandes avanços obtidos com o condicionamento do esmalte, em termos de resistência de união dos polímeros ao substrato, não obtiveram o mesmo efeito em dentina, deslocando o foco da maioria das pesquisas da época para a elucidação deste problema.

Das inúmeras pesquisas realizadas neste período, destaca-se uma realizada em 1979 [64].

Nesta pesquisa os autores tinham como objetivo de seu trabalho avaliar a resistência de união de materiais adesivos, através de um novo teste de tração, porém, os resultados os levaram à conclusão de que era necessário condicionar não só o esmalte, mas também a dentina.

No estudo, os autores utilizaram esmalte, dentina e dentina afetada por cárie como substrato, os quais foram tratados com ácido fosfórico a 40% por 60 segundos e em seguida receberam a aplicação dos materiais que pretendiam avaliar.

Porém, observaram que o ácido fosfórico quando aplicado em dentina, por um curto período de tempo e imediatamente lavado, não era capaz de causar danos à polpa, como os clínicos da época acreditavam e que ainda este condicionamento aumentava a adesão dos materiais resinosos à dentina.

Apesar disto, os problemas inerentes a adesão de polímeros à dentina não foram resolvidos. Isto porque este substrato possui uma composição mais complexa que a do esmalte. É naturalmente úmido e os fabricantes dos adesivos, da época, recomendavam que seus produtos fossem aplicados no substrato seco para melhores resultados [65].

Porém, 1992 [65], este estudo mostrou que era possível promover a adesão de polímeros à dentina úmida. O autor realizou testes de cisalhamento para observar a resistência de união de sistemas adesivos em função do substrato e tratamento.

Foram feitos seis grupos experimentais variando a concentração do ácido fosfórico entre 10 e 37%, tempo de condicionamento entre 15 e 30 segundos, tempo de lavagem foi constante, 10 segundos, e a secagem da superfície variou entre 3 e 10 segundos de jatos de ar ou então somente a remoção do excesso de água. Um único grupo utilizou o esmalte como substrato.

Os resultados mostraram que na condição de condicionamento com ácido fosfórico à 37%, por 15 segundos, lavagem por 10 segundos e remoção do excesso de água, a resistência de união foi superior à dos demais grupos em que o substrato era a dentina.

O autor demonstrou que era possível promover a adesão de polímeros à dentina, desde que o substrato fosse mantido úmido, pois a secagem excessiva da dentina era mais prejudicial, do que a aparente incompatibilidade do adesivo com a superfície úmida.

Foi então no início da década de 1990 que, tanto os clínicos, como os pesquisadores, obtiveram as respostas para as suas dúvidas em relação ao condicionamento ácido da superfície dental; suas vantagens, desvantagens e forma de utilização, graças principalmente aos resultados das importantes pesquisas acima citadas.

Os resultados de todos esses anos de pesquisas delimitaram o protocolo de adesão para os sistemas adesivos de condicionamento total; solução condicionadora; o ácido fosfórico na concentração de 37%, em média, tempo de exposição de 15 segundos, condicionamento simultâneo da dentina e esmalte, lavagem e secagem para remoção apenas do excesso de água da estrutura condicionada, aplicação do “primer” e do adesivo [7].

Além disso, em 1998 [24], foi introduzido o conceito de hibridização dos tecidos e camada híbrida. Esta por sua vez foi descrita em 1982[66], como uma camada que envolvia o sistema adesivo a superfície condicionada e alguns produtos resultantes do preparo da superfície.

O conceito de hibridização surgiu quando os autores [24] observaram que os monômeros hidrofóbicos dos materiais restauradores eram incapazes de penetrar na dentina desmineralizada, por ser este um ambiente muito úmido.

Notaram ainda que manter a dentina neste estado, com suas fibras colágenas em suspensão, era essencial para permitir que o adesivo penetre no colágeno

condicionado. Desta maneira as fibras ficariam envolvidas pelo adesivo, o qual, quando polimerizado, promoveria o imbricamento micromecânico[24].

Para fazer esta interligação entre o adesivo hidrofóbico e a dentina hidrofílica, os fabricantes passaram a utilizar “primers” hidrófilos. Estes com a finalidade de penetrar entre as fibrilas colágenas, criando assim a via de infiltração para o adesivo [59].

Os pesquisadores denominaram de camada híbrida à camada formada da interação do substrato condicionado, impregnado pelo adesivo, caracterizada assim por componentes do substrato, prolongamentos de adesivo e resíduos provenientes do preparo do substrato [24].

As resinas compostas e os sistemas adesivos foram se tornando então os materiais mais utilizados no cotidiano do cirurgião-dentista, já que juntos além de promoverem a preservação de estrutura dental [7], possibilitavam a obtenção de ótima estética e longevidade de trabalho [52, 67].

Porém, a sensibilidade pós-operatória, embora diminuída, continuava ocorrendo e foi associada à sensível técnica do protocolo de adesão dos adesivos de condicionamento total [17, 68], principalmente em relação ao passo operatório da lavagem e secagem da superfície condicionada, que promovia dúvidas em relação ao o que era úmido e também o elevado número de passos do protocolo adesivo.

Nos últimos anos, o clássico conceito dos três passos do protocolo de adesão tem evoluído para sistemas adesivos de uso mais “amigável” e simplificado, principalmente mais recentemente, com a introdução dos adesivos autocondicionantes [6-8, 14, 17, 20, 22, 44].

Os sistemas adesivos autocondicionantes eliminaram os problemas de sensibilidade pós-operatória associados à incompleta infiltração por resina da camada híbrida, e ao colapsamento das fibrilas colágenas [8, 17, 19, 23].

Atualmente, existem inúmeras marcas de sistemas adesivos disponíveis no mercado. Na tentativa de entendê-los e melhor explicá-los, várias classificações foram propostas [5, 8, 62], embora nenhuma delas permita enquadrá-los em famílias bem caracterizadas, devido à complexidade da composição das diferentes marcas comerciais.

Porém antes de destacar uma classificação dos sistemas adesivos, se faz necessário conhecer os componentes básicos destes materiais.

Qualquer que seja o sistema adesivo, este sempre terá um condicionador ácido, um “primer”, solventes, um adesivo, ou também chamado de agente de união, onde estarão presentes iniciadores e aceleradores e até mesmo cargas inorgânicas [8, 44].

2.2.1 Condicionadores de tecido

Atualmente o ácido fosfórico ainda é o condicionador de superfície mais utilizado na Odontologia adesiva. Este se caracteriza como um ácido inorgânico de concentração média de 37% e pH próximo de 0,5 [8].

Já os condicionadores dos sistemas adesivos autocondicionantes são constituídos de monômeros ácidos que variam em termos de composição e pH [3-5, 18-22].

Os ácidos orgânicos utilizados nos primers dos adesivos autocondicionantes terão a sua capacidade de condicionamento diretamente relacionada com a sua constante de dissociação (pK_a) e com o pH, ou seja, com o tipo de grupo ácido utilizado [3, 8, 18-20, 44, 69].

Alguns monômeros acídicos utilizam o grupo de ácido fosfórico e outros o grupo do ácido carboxílico. Segundo o estudo [70], os monômeros com o grupo de ácido fosfórico, descalcificam mais a estrutura dentária, quando comparados aos que usam o grupo carboxílico.

Para chegar a essa conclusão, os autores avaliaram a desmineralização e a resistência de união produzida por adesivos autocondicionantes. Foram usados monômeros com grupo carboxílico (NMGly- N-metacrilóil-glicina), outro com grupo de ácido fosfórico (NMEP- N-metacrilóil-2-aminoetil ácido fosfórico) e depois com misturas destes dois grupos.

Os resultados mostraram que os grupos de ácido fosfórico ou os de ácido fosfórico mais grupo carboxílico, produziram as maiores resistência de união e descalcificaram mais a estrutura dental.

Devido à importância do pH do primer ácido no condicionamento da superfície, inúmeras pesquisas têm sido realizadas buscando avaliar a interação entre descalcificação do substrato e resistência de união [3, 4, 10, 18-20, 23, 25, 54, 70-75]. Muitas delas com o objetivo de avaliar a capacidade de condicionamento dos adesivos autocondicionantes no esmalte intacto [3, 7, 12, 18-20, 45, 76].

Em 2001 um estudo [18], avaliou a capacidade de condicionamento dos autocondicionantes ao esmalte intacto, através da análise da resistência de união e de microscopia eletrônica de transmissão, para observar a interface de união. Os autores, observando o comportamento dos adesivos autocondicionantes,

propuseram uma subdivisão, classificando-os de acordo com a sua agressividade ou pH da seguinte maneira; **a)** agressivos – nestes, estariam os adesivos autocondicionantes de pH menor que 1,0, **b)** moderados - adesivos com pH entre 1,0-1,5, e **c)** baixa agressividade - adesivos em que o pH fica entre 1,5 e 2,0.

Outro componente dos sistemas adesivos é o primer.

2.2.2 Primer

Os primers são monômeros hidrófilos, geralmente misturados a um solvente, que pode ser acetona, água e etanol ou somente água. Dependendo do solvente, a resistência de união pode ser influenciada negativamente, pois há diferenças nas taxas de evaporação, padrões de secagem e características de penetração, ligadas diretamente ao tipo de solvente [44].

Embora a característica hidrofílica permita ao adesivo uma compatibilidade com a umidade natural do substrato dentário, ela compromete a estabilidade ao longo tempo em consequência da instabilidade hidrolítica, mais evidente em ambientes de elevada acidez [6, 8, 17-19, 44, 69, 77].

Segundo os autores [17], a instabilidade nos sistemas de condicionamento total e nos autocondicionantes de passo único é ainda mais prejudicial e evidente quando estes sistemas são aplicados em conjunto com compósitos quimicamente ativados.

Isto porque tais sistemas são aplicados sem uma camada adicional de resina hidrofóbica, deixando desta maneira monômeros acídicos, presentes na camada de adesivo não polimerizada pela contaminação do oxigênio, em contato com as aminas dos compósitos. Estas então são inativadas e a reação de polimerização química deixa de ocorrer e o resultado clínico pode culminar em queda da restauração ou do preenchimento, durante a moldagem, por exemplo.

A instabilidade hidrolítica também influencia na resistência de união de adesivos autocondicionantes de passo único com resinas fotopolimerizáveis. Ainda, segundo os autores [17], estes adesivos produzem uma fina camada híbrida, que interfere negativamente na resistência de união de duas formas; quando o oxigênio contamina a camada híbrida, impedindo-a de ser polimerizada adequadamente, ou então quando esta camada, por ser fina, torna-se uma membrana permeável aos fluidos dentais.

Outro componente dos sistemas adesivos, e que pode ser utilizado para solucionar os problemas acima citados, são os adesivos ou agentes de união.

2.2.3 Agentes de união

Os agentes de união são mais conhecidos como adesivos ou “bond”, de característica hidrófoba, são compatíveis com os monômeros utilizados nos primers e nas resinas compostas, conferindo resistência mecânica e maior estabilidade [8, 44] para a união produzida e promovendo a união entre a camada híbrida e o material restaurador.

Nos adesivos convencionais de três passos, o agente de união é a porção mais hidrófoba, não contém solventes orgânicos nem água em sua composição. Possuem monômeros mais viscosos, porém com fluidez suficiente para penetrar na superfície condicionada e que já sofreu aplicação do primer.

Os monômeros mais utilizados nestas formulações são; Bis-GMA (Bisfenol-Glicidil-Metacrilato), HEMA (Hidroxietil Metacrilato) em pouca quantidade, UDMA (Uretano Dimetacrilato) e PENTA (Dipentaeritritol-pentacrilato éster fosfato).

Para os adesivos convencionais de dois passos, ou seja, sistemas em que o adesivo e o primer estão acondicionados em um único frasco, a solução única possui solventes orgânicos e monômeros hidrofílicos de baixo peso molecular, essenciais para que haja a penetração dos adesivos nos espaços interfibrilares da dentina, ou interprismático do esmalte.

Por conter maior quantidade de solventes e diluentes na porção hidrofóbica do adesivo, essas formulações são mais complexas, embora, a apresentação comercial seja simplificada.

Os agentes de união, neste caso, possuem a função de simultaneamente promover a formação da camada híbrida e ligação com o material restaurador.

Para esta formulação, os agentes de união possuem na maioria Bis-GMA, HEMA e UDMA. Alguns sistemas apresentam o GPDM (Glicerofosfato Dimetacrilato), 4-META (Ácido 4-metacriloxietil trimetílico anidro) e 10-MDP (Metacriloxidecil dihidrogênio fosfato).

Nos sistemas autocondicionantes de dois passos, os agentes de união são bem semelhantes aos agentes dos sistemas convencionais de três passos. Não possuem água ou solventes em sua composição, constituindo uma resina hidrofóbica de baixa viscosidade. Destacando-se a presença dos seguintes

monômeros Bis-GMA, 4-META, UDMA, HEMA, TEGDMA (Trietileno glicol dimetacrilato).

Os adesivos autocondicionantes de passo único apresentam uma única solução constituída pelo primer ácido e adesivo. Nesta única solução, estão presentes solventes, água e os monômeros acídicos. Devido à presença de água monômeros hidrofóbicos deixaram de ser parte significativa da composição desses materiais.

A maior parte da composição desse tipo de adesivo autocondicionante possui em sua composição HEMA e UDMA misturados a outros componentes ácidos.

Fazem parte ainda dos sistemas adesivos, iniciadores e aceleradores. Normalmente o ativador utilizado é a canforquinona e uma amina orgânica. Quando o agente de união é de dupla ativação ou dual, há também catalisadores para promover a polimerização química [44].

Alguns agentes de união possuem ainda partículas de carga inorgânica, variando, em peso, entre 0,5 e 40%. Essas partículas aumentam a resistência de união, “*in vitro*”, nem todos os sistemas adesivos possuem agentes de união com carga [44].

Pode haver ainda outros componentes como agentes antimicrobianos, glutaraldeídos utilizados como dessensibilizadores e os fluoretos [44].

Independentemente dos componentes e formas de apresentação, todos os sistemas adesivos utilizam um mecanismo básico para promover a adesão, ao esmalte e à dentina, que é o imbricamento micromecânico [1, 7, 8, 14-19, 25, 58, 61, 63, 77, 78].

Em 1982 [66] este tipo de imbricamento foi descrito como um mecanismo de substituição da hidroxiapatita desmineralizada, por monômeros resinosos, que

penetram nos poros criados pelas soluções condicionadoras. Estes depois de polimerizados, promovem a interligação entre dente e material restaurador.

Segundo os autores [77] a maneira como a estratégia de adesão é realizada pelos sistemas adesivos, é uma forma clara de classificação dos diferentes materiais, que segundo os autores podem então ser divididos em três famílias:

2.2.3.1 Adesivos de Condicionamento e Enxágüe

Segundo os autores[77], esses adesivos são aqueles que possuem um passo de condicionamento e enxágüe separado. O condicionador mais comum é o ácido fosfórico em concentrações que variam entre 30% e 40%. Este ácido é aplicado na superfície por 15 segundos, em seguida, a superfície condicionada é lavada pelo mesmo tempo e seca com um suave jato de ar, mantendo o substrato condicionado úmido.

O segundo passo da hibridização da superfície é realizado pela aplicação do primer, seguido de sucessivos jatos de ar, para remoção do solvente e depois aplicação o adesivo.

Apesar desses sistemas serem considerados eficientes, o número de etapas para utilizar o procedimento adesivo é elevado, podendo causar equívocos durante a aplicação. Pensando nisto, fabricantes introduziram sistemas mais simplificados, onde o primer e o adesivo são acondicionados em um único frasco.

Por esta estratégia de adesão, estes sistemas adesivos são também denominados de adesivos de 3 passos, já os sistemas mais atuais, que apresentam

o primer e o adesivo em um único frasco, são chamados de adesivos de dois passos.

Os sistemas que utilizam o ácido fosfórico como condicionador de superfície também são chamados de sistemas adesivos convencionais [8].

2.2.3.2 *Adesivos Autocondicionantes*

Ainda na classificação proposta pelo estudo [77], encontram-se os sistemas autocondicionantes. São adesivos que funcionam como condicionador e primer, não requerendo lavagem após a descalcificação da superfície. Esta tecnologia, segundo o autor, permite um ganho de tempo clínico e menor probabilidade de erros durante a aplicação do sistema adesivo.

Os autores ainda destacam que os autocondicionantes podem ainda ser subclassificados em autocondicionantes moderados ou fortes. Esta subclassificação é feita considerando o pH da solução do monômero ácido. Os autocondicionantes fortes são aqueles em que o pH é menor que 1,0, são capazes de promover um condicionamento da estrutura dental semelhante à proporcionada pelos sistemas de condicionamento total.

Já os autocondicionantes moderados são os adesivos com pH em torno de 2,0 e que dissolvem parcialmente a superfície dental, sendo que cristais de hidroxiapatita ficam incorporados à camada híbrida.

2.2.3.3 *Ionômeros de vidro e Adesivos de Inonômero de vidro*

Esta terceira família, segundo os autores [77], engloba os únicos materiais reconhecidamente capazes de aderir quimicamente ao dente. Assim, estes materiais, além de seguir a estratégia da hibridização, ou adesão micromecânica, são capazes também de produzir uma adesão química, que ocorre entre os íons dos grupos carboxílicos do ácido polialquenoico, do ionômero, com os íons cálcio da hidroxiapatita, que permanecem ligados junto as fibrilas colágenas.

Numa recente metanálise realizada em 2005 [6], envolvendo estudos clínicos de adesivos de condicionamento total e autocondicionantes em restaurações classe V, abrangendo o período entre 1998 e 2004, os autores constataram que a simplificação dos passos de adesão dos sistemas adesivos caminham juntamente com a diminuição da efetividade clínica dos mesmos.

Os autores ainda observaram que os resultados encontrados com os sistemas adesivos de condicionamento total de três passos e os autocondicionantes de dois passos, tiveram bons resultados, enquanto que os adesivos de condicionamento total de dois passos tiveram resultados menos favoráveis, e os autocondicionantes de passo único não alcançaram resultados satisfatórios.

Estas constatações são semelhantes as dos recentes estudos de resistência de união utilizando os mesmos sistemas adesivos [10, 79-81].

Além de avaliar criteriosamente os diferentes sistemas adesivos na atualidade, esta metanálise deixa bem evidente a correlação entre os estudos clínicos e laboratoriais.

Isto vem de encontro com a nova tendência de se considerar os estudos “*in vitro*”, principalmente os de resistência de união, eficientes para prever o possível comportamento clínico dos sistemas adesivos, assim como foi demonstrado por outros autores [5, 82].

Considerando os conhecimentos sobre a estrutura do esmalte e os diferentes sistemas adesivos, resta saber como esses se relacionam, para que assim se possa analisar o comportamento dos sistemas adesivos em função da resistência de união.

2.3 Interação sistema adesivo e esmalte

Segundo o autor [62], a adesão é uma força sempre presente quando duas substâncias são postas em íntimo contato. Nesta situação, as moléculas de um substrato aderem ou são atraídas, pelas moléculas do outro substrato, e é esta força de atração, que é chamada de adesão [62].

A adesão pode ser obtida por atração molecular e/ou por imbricamento micromecânico, sendo este último frequentemente empregado na Odontologia para conseguir a união entre polímeros e estrutura dental [62].

O autor [62] ainda relata que, para haver ocorra uma adesão efetiva, é necessário, que o adesivo apresente um baixo ângulo de contato e baixa tensão superficial em relação ao esmalte e à dentina. Além disso, o substrato dental deve apresentar alta energia de superfície [62].

Todos esses fatores em conjunto melhoram a molhabilidade do adesivo sobre o esmalte e a dentina, facilitando assim a penetração dos diferentes adesivos nas microporosidades produzidas pelo condicionamento ácido da superfície.

Porém, existem basicamente dois tipos de sistemas adesivos, que se diferenciam em relação à solução e à maneira como o condicionamento da superfície dental é realizado. Assim, é de se esperar que haja uma diferença entre os sistemas em relação à forma de produzir as microporosidades, assim como, na maneira de interagir com o substrato dental.

Os sistemas convencionais utilizam o ácido fosfórico em média à 37%, para condicionar a superfície dental. Este ácido, quando aplicado ao dente, por 15 segundos, é capaz de produzir microporosidades tanto em esmalte quanto em dentina.

Em 1975 [63] e mais recentemente em 1999 [14] alguns pesquisadores observaram, que as microporisidades, produzidas pelo ácido fosfórico, em esmalte, variam entre 5-50 μ m de profundidade e são capazes de remover a camada aprismática.

Estas microporisidades são então preenchidas, após a lavagem e secagem do substrato, pelo primer e por um adesivo, hidrófobo, de baixa viscosidade. Depois da polimerização do adesivo, obtém-se o microimbricamento entre o adesivo e esmalte e conseqüentemente uma união supostamente durável entre o substrato e o material restaurador [52, 63, 67, 76].

Diferentemente dos adesivos convencionais, os sistemas autocondicionantes utilizam um ácido orgânico para produzir as microporosidades na estrutura dental.

Para alguns autores [8], o mecanismo de condicionamento da superfície dental, pelos sistemas adesivos autocondicionantes, depende da acidificação da

solução no momento da aplicação. Devido a isto, a presença de água na composição dos sistemas autocondicionantes é essencial.

Em um recente estudo [83] relataram a forma como os sistemas autocondicionantes descalcificam e hibridizam o esmalte.

Segundo os autores, a maioria dos sistemas autocondicionantes possui um pH entre 1.0 e 2.5, ou seja, constituem soluções ácidas. Todos possuem água em sua composição, a qual é responsável pela ionização dos grupos ácidos, formando os íons hidrônio (H_3O^+).

Tais íons atacam os cristais de hidroxiapatita durante o condicionamento ácido. A água ainda tem a função de solubilizar os produtos desta reação de condicionamento dos cristais [83].

Quando a superfície sofre a secagem, os solventes evaporam e esses produtos, antes solubilizados, ficam na superfície. Com a aplicação e polimerização do adesivo, os cristais de cálcio e fosfato ficam incorporados à camada híbrida [83].

Ao contrário do que se possa imaginar, os sistemas autocondicionantes não causam uma desmineralização ilimitada dos tecidos dentais, embora, a superfície em que são aplicados, não seja lavada. Segundo relatado no estudo [8], a eficiência do condicionamento e a penetração dos sistemas autocondicionantes no substrato dental dependerá da acidez inicial do material e da capacidade de tamponamento do substrato.

À esta capacidade de tamponamento é que se atribui a limitação da descalcificação produzida pelos sistemas autocondicionantes.

Em 1990 [14] este fenômeno foi reportado. Neste estudo, os autores pretendiam avaliar a resistência de união, a capacidade de condicionamento e o

selamento marginal de adesivos autocondicionantes. Para isso, realizaram testes de cisalhamento e análise de microscopia eletrônica de varredura.

Segundo os autores, os subprodutos da reação do ácido com o esmalte, por exemplo, íons de cálcio e fosfato, ficam solubilizados no primer. Quando a água é evaporada, a concentração de íons cálcio e fosfato ultrapassam a constante de solubilização para os sais de fosfato. Esta elevada concentração de cálcio e fosfato limitam a profundidade de desmineralização e também contribuem para a inativação das moléculas do primer. Assim, a capacidade de descalcificação do sistema autocondicionantes cessa.

Outro componente importante na desmineralização da superfície é o monômero ácido, ou mais especificamente, o tipo de grupo ácido do monômero ácido. Segundo os autores do estudo [84], quando o grupo ácido é do grupo do ácido fosfórico a descalcificação é maior. Por outro lado quando o grupo é de metacrilatos carboxílicos o condicionamento é menor.

Como exemplo de monômeros carboxílicos pode – se citar o 4-META e MAC-10 (Ácido dicarboxílico metacriloixumdecano). Já o MDP (Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato), e Phenyl-P (Ácido fosfórico fenil metacriloietil), são exemplos de monômeros do grupo de ácido fosfórico [83]. Assim a espessura da camada híbrida e a capacidade de condicionamento dos sistemas autocondicionantes serão dependentes do tipo de grupo ácido utilizado [7, 8, 11, 14, 44, 83].

No esmalte quando o condicionamento é mais profundo e retentivo, ou seja, quando não só a camada interprismática, mas também a periferia e o centro dos prismas é condicionado, há maior penetração do adesivo, assim, a camada híbrida fica espessa [54].

Embora os grupos ácidos tenham importante papel no condicionamento da superfície, resultados da literatura levam a pressupor, que o pH tem maior influência que o grupo acídico, já que estudos mostram que o condicionamento produzido pelo sistema adesivo Prompt L-Pop, cujo grupo ácido é de metacrilatos, é maior que o produzido pelo Clearfil Protect Bond, que possui o grupo MDP, que é um grupo ácido fosfórico [3, 18, 19, 21, 22, 45, 54, 74, 83].

Por outro lado, comparando com os adesivos convencionais, os monômeros ácidos, dos sistemas adesivos autocondicionantes, que substituem o ácido fosfórico [18], com pH variando de 1,0 a 2,0, promovem uma descalcificação da estrutura dental menor [18, 19, 78, 85], o que talvez possa influenciar na qualidade da adesão.

Isto possivelmente deverá ser mais evidente no esmalte intacto, onde existe a camada aprismática, a qual além de ser mais resistente ao condicionamento ácido, apresenta um padrão de condicionamento menos retentivo.

Estudos recentes têm comprovado que apesar de promoverem uma descalcificação do esmalte inferior a promovida pelos sistemas convencionais, os adesivos autocondicionantes são capazes de promover uma união eficiente ao esmalte preparado, mas ao esmalte intacto ainda não há um consenso sobre a eficiência da união produzida [18, 19, 74, 76, 86].

Assim, para estabelecer os objetivos deste trabalho, foram considerados; a importância dos adesivos autocondicionantes entre os clínicos, a tendência de se considerar os estudos “*in vitro*”, como parâmetros para o comportamento clínico desses materiais, a progressiva simplificação dos protocolos de adesão e principalmente a necessidade de se encontrar um substrato animal para substituir os humanos nos testes laboratoriais.

3 PROPOSIÇÃO

Comparar o esmalte de dentes humanos e o esmalte de dentes bovinos, para testes de resistência de união, padrão de condicionamento e interface de união, utilizando sistemas adesivos autocondicionantes, tendo como controle um adesivo convencional que utiliza o ácido fosfórico como condicionador.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Foram avaliados três sistemas adesivos autocondicionantes tendo como controle positivo um sistema adesivo de condicionamento total de dois passos.

MARCA COMERCIAL/ FABRICANTE	CLASSIFICAÇÃO	SUBSTRATO	TRATAMENTO DO ESMALTE
Excite/ Ivoclar Vivadent	Condicionamento total de dois passos	Esmalte Humano	Asperizado
			Intacto
		Esmalte Bovino	Asperizado
			Intacto
Clearfil Protect Bond/ Kuraray Medical Inc.	Autocondicionante de dois passos Agressividade moderada pH-2,0	Esmalte Humano	Asperizado
			Intacto
		Esmalte Bovino	Asperizado
			Intacto
iBond/ Heraeus Kulzer	Autocondicionante de passo único, agressividade elevada pH-1,0	Esmalte Humano	Asperizado
			Intacto
		Esmalte Bovino	Asperizado
			Intacto
Adper Prompt L-Pop/ 3MESPE	Autocondicionante de passo único, agressividade elevada pH-1,0	Esmalte Humano	Asperizado
			Intacto
		Esmalte Bovino	Asperizado
			Intacto

Quadro 4.1 - Sistemas adesivos e condição experimental

Todos os ensaios realizados nesta tese, foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, cujo parecer encontra – se em anexo (Anexo A).

Foram utilizados 40 dentes incisivos centrais superiores humanos hígidos, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, e 40 dentes incisivos centrais superiores bovinos.

Os dentes foram preparados com a finalidade de obter os corpos-de-prova (“cps”) para todas as condições experimentais, resistência de união e amostras de microscopia eletrônica, como mostra a Figura 4.1.

Figura 4.1 - Desenho esquemático evidenciando as condições experimentais: **A** representa o conjunto dente-adesivo-restauração (D-A-R) porção asperizada; **B** conjunto D-A-R região intacta; **C** conjunto D-A-R amostra para MEV região asperizada; **D** conjunto D-A-R amostra para MEV região intacta

As regiões A e B foram utilizadas para a obtenção dos “cps” dos testes de resistência de união e análise de interface por MEV. Já as regiões C e D, foram

usadas para a obtenção das amostras de MEV, de padrão de condicionamento, através de réplicas dos “tags” de adesivo produzidos no esmalte.

Todos os dentes foram limpos com uma mistura de pedra pomes e água e armazenados em cloramina 0,5% à 4°C até a preparação dos corpos-de-prova, para evitar o crescimento bacteriano. Os dentes eram então retirados da solução antiséptica, antes do preparo dos corpos-de-prova, e armazenados em água destilada à 37° C por 24 horas.

Antes de se iniciar o preparo dos “cps”, os dentes eram observados em microrópio estereoscópico (Baush & Lomb), com aumento de 25 vezes, para conferir a ausência de defeitos ou trincas pré-existentes.

4.1 Teste de resistência de união

O teste de resistência de união avaliou três sistemas adesivos autocondicionantes em função do tratamento do esmalte, intacto ou asperizado e do substrato, bovino e humano.

Os adesivos testados foram; Clearfil Protect Bond (Kuraray Medical Inc.), Adper Prompt L-Pop (3MESPE) e i Bond (Heraeus-Kulzer). Como controle positivo, foi utilizado o sistema de condicionamento total Excite (Ivoclar-Vivadent).

No grupo de esmalte asperizado, a superfície de esmalte foi asperizada com lixas de granulação decrescente; 220, 320, 400 (cada uma delas por 10 segundos) e 600 (por 60 segundos) para produzir uma superfície com asperização padrão [72].

A superfície depois de asperizada era novamente observada no microroscópio estereoscópico (Baush & Lomb), com aumento de 25 vezes, para constatar a existência apenas do esmalte na superfície asperizada.

Independente da condição do esmalte, todos os dentes receberam a aplicação do sistema adesivo de acordo com as instruções dos respectivos fabricantes (Apêndice A).

Em seguida, um bloco de resina composta, Tetric Ceram (Ivoclar-Vivadent), foi construído em 3 incrementos, tendo cada um deles 1,5mm de altura, formando assim um bloco de 4,5mm de altura aproximadamente. Cada incremento foi fotopolimerizado por 40 segundos com o fotopolimerizador Optilux 500 de intensidade 600mw/cm^2 .

De cada condição experimental foram escolhidos aleatoriamente três dentes, que além do preparo para o teste de resistência de união, também foram preparados para a avaliação do padrão de descalcificação por microscopia eletrônica de varredura (MEV).

Após 24 horas de armazenamento em água destilada a 37°C , os conjuntos de dente, resina, adesivo, foram submetidos a sucessivos cortes, nos sentidos x e y, com um disco diamantado (Exttec corp. Enfield, CA-USA), e velocidade de 100 rpm [87], em cortadeira Isomet 1000 Precision Saw (BUEHLER, Illinois- EUA), obtendo corpos-de-prova em forma de palito [1, 19], com área de secção transversal de aproximadamente $1,1 \pm 0,1 \text{ mm}^2$ (Figura 4.2).

Figura 4.2 - Desenho esquemático do corpo-de prova em forma de palito: **R** – resina composta, **E** - esmalte, **D** –dentina. A seta representa a interface adesivo, esmalte e resina composta

Cada corpo-de-prova teve a sua área de união medida com um paquímetro digital com precisão de 0,01mm (Paquímetro Eletrônico Digital 227-Starret). Os “cps” foram cuidadosamente colados, em suas extremidades, com Super Bonder® gel(Henckel Loctite), em paquímetro especialmente modificado para o teste de microtração [88].

Este conjunto era fixado na máquina de testes universais Kratos e tracionado a velocidade de 1,0mm/min até o momento da fratura. O valor de ruptura obtido em Kilogramas era registrado e o corpo-de-prova observado no microscópio esterioscópico (Baush) com 25x de aumento, para verificar o tipo de fratura; adesiva, coesiva em resina ou coesiva em esmalte. Apenas os “cps” com fratura adesiva foram utilizados no cálculo da resistência de união.

A resistência foi calculada dividindo-se o valor da carga de ruptura pela área do espécime e os resultados obtidos foram transformados em Mega Pascal (MPa) e avaliados estatisticamente através da análise de variância, ANOVA, e o teste de contraste de Tukey, com significância de 5%.

As amostras que fraturaram antes do teste foram incluídas nos resultados com valor de resistência de união zero [89].

Para a análise por microscopia eletrônica de varredura, as amostras foram preparadas considerando duas metodologias, uma para avaliar o padrão de descalcificação através de réplicas, “tags” (B) de adesivo produzidos em esmalte, e a outra para analisar a interface (C) esmalte-adesivo-resina composta.

4.2 Avaliação do padrão de descalcificação através dos “tags”

Foram escolhidos aleatoriamente três dentes contendo as regiões C e D, para a observação dos “tags” de adesivo produzidos em esmalte; asperizado e intacto.

Todos os dentes foram limpos com pedra pomes e água. Em seguida, a região C (Figura 4.1) foi asperizada, da mesma forma que foi realizado no preparo dos corpos-de-prova para o teste de microtração, a outra região, D, foi mantida intacta. Entre as metades, foi feito um corte com broca diamantada tronco cônica, separando-as parcialmente.

Independente da condição experimental, intacta ou asperizada, a superfície de cada dente recebeu, além do sistema adesivo a ser testado, três incrementos de resina composta de aproximadamente 1,5mm cada um. Entre o segundo e terceiro incremento foi interposto um fio de nylon com uma etiqueta para identificar cada uma das amostras como representado na Figura 4.3.

Figura 4.3 - Desenho esquemático dos “cps” para a obtenção das réplicas

As metades foram então finalmente separadas por completo, antes de serem descalcificadas, em um único corte feito com um disco diamantado (Extec corp. Enfield, CA-USA), sob refrigeração constante na máquina de cortes universal Isomet 1000 Precision Saw (BUEHLER, Illinois- EUA).

Os conjuntos dente-resina-adesivo foram imersos em ácido clorídrico 6N, por 24 horas, para promover a total descalcificação da estrutura dental, restando apenas resina composta e os “tags” de adesivo. Em seguida, o conjunto foi delicadamente imerso em água destilada, para depois ser então desidratado num compartimento com sílica por 24 horas e em seguida metalizados para a análise de microscopia eletrônica de varredura.

4.3 Avaliação da morfologia de interface

As fatias obtidas do primeiro corte feito nas regiões A e B, figura 4.1, foram armazenados e utilizados na obtenção das amostras de MEV de interface.

Foram, em seguida, submetidas aos seguintes tratamentos; polimento em lixas de granulação decrescente: 220, 320, 400 e 600, sob refrigeração constante até a obtenção de brilho, para assim diminuir o degrau que se forma entre a resina e o esmalte, após a descalcificação com o ácido fosfórico.

Posteriormente, foram submetidos ao tratamento com ácido fosfórico 50% por 2 segundos, em seguida imediatamente lavados em água e submetidos à um banho de ultra-som com água destilada por 10 minutos, na sequência foram submetidos a um novo banho em hipoclorito de sódio a 1%, durante 10 minutos e em seguida colocados em dessecador com sílica, para promover a desidratação e assim poderem ser metalizados e submetidos à análise em microscopia eletrônica de varredura.

4.4 Análise da superfície de esmalte e prismas

Para análise estrutura do esmalte, tanto humano, quanto bovino, foram feitas dois tipos de preparos.

Em um deles foi realizado apenas a fratura no esmalte, depois da limpeza do substrato. Os fragmentos eram submetidos à mesma sequência de banhos em ultra-som relatados no item 4.3, e em seguida colocados em dessecador com sílica, para promover a desidratação e assim poderem ser metalizados e submetidos à análise em microscopia eletrônica de varredura.

A outra metodologia utilizada foi o condicionamento da superfície de esmalte com ácido fosfórico a 50%, em solução, por 2 segundos, seguidos da lavagem imediata da superfície condicionada. A sequência até a observação no microscópio eletrônico foi idêntica à realizada no parágrafo anterior.

As micrografias foram feitas no laboratório de Microscopia eletrônica de Varredura e Microanálise (PHILIPS XL30, England, 20kv) do departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais da Escola Politécnica de São Paulo-USP.

5 RESULTADOS

Os resultados serão apresentados na seguinte ordem:

5.1 Resultados das análises de *MEV*

5.1.1 Micrografias de réplicas de “tags” produzidos no esmalte humano e bovino

5.1.2 Micrografias de Interface esmalte humano e bovino.

5.1.3 Micrografias de Esmalte.

5.2 Resultados de resistência de união em Mpa

5.1.1 Micrografias de réplicas de “tags” produzidos no esmalte humano e bovino

Figura 5.1 A1

Figura 5.3 C3

Figura 5.2 B1

Figura 5.4 D1

A Figura 5.1 A1 mostra o padrão de condicionamento com o ácido fosfórico, no esmalte humano asperizado, para o adesivo Excite. Nota-se a predominância do padrão 2 de condicionamento (periferia do prisma). Já a micrografia 5.2 B1 apresenta o padrão

A Figura 5.3 C1 mostra o padrão de condicionamento do tipo 3 (misto de 1 e 2). A micrografia 5.4 D1 mostra o padrão de condicionamento 2 predominando

Figura 5.5 A2

Figura 5.8 D2

Figura 5.6 B2

Figura 5.9 E2

Figura 5.7 C2

Figura 5.10 F2

As Figuras 5.5 A2, 5.6 B2, 5.7 C2 mostram 3 diferentes tipos de condicionamento no esmalte humano intacto. Em A2 predomina o padrão 2, em B2 o padrão é misto e em C2 há uma padronização do tipo 1

As Figuras 5.8 D2 e 5.9 E2 mostram uma padronização do tipo 2 de condicionamento do esmalte e na micrografia 5.10 F2 o padrão é do tipo 1, porém mais superficial que na micrografia C2

Figura 5.11 A3

Figura 5.14 D3

Figura 5.12 B3

Figura 5.15 E3

Figura 5.13 C3

Figura 5.16 F3

As Figuras 5.11 A3, 5.12 B3, 5.13 C3 representam o padrão de condicionamento no esmalte asperizado, humano, para o adesivo CPB. Observa-se em A3 predominância do padrão 2 alternado para áreas sem condicionamento, em B3 há uniformidade do padrão 2 e em C3 do padrão1, porém, muito superficial

As Figuras 5.14 D3, 5.15 E3, 5.16 F3 representam o padrão de condicionamento no esmalte bovino asperizado, para o adesivo CPB. Em ambas há uniformização do padrão 2 de condicionamento em diferentes profundidades sendo o da micrografia F3 o mais superficial

Figura 5.17 A4

Figura 5.20 D4

Figura 5.18

Figura 5.21 E4

Figura 5.19 C4

As Figuras 5.20 D4 e 5.21 E4 representam o padrão de condicionamento no esmalte bovino asperizado para o adesivo CPB, em D4 há uma uniformização do padrão 1 e em E4 o padrão predominante foi o 2, porém mais superficial

As Figuras 5.17 A4, 5.18 B4, 5.19 C4 representam o padrão de condicionamento no esmalte intacto para o adesivo CPB, observa-se em A um padrão misto, com predominância do padrão 1, em B4 e C4 há uma padronização do tipo 2, sendo que em C4 o padrão é bem superficial, com áreas intactas

Figura 5.22 A5

Figura 5.25 A5

Figura 5.23 B5

A Figura 5.25 D5 mostra o único padrão produzido pelo adesivo Prompt L-pop no esmalte bovino asperizado. Todas as amostras analisadas mostraram uma predominância do padrão 2, ou seja, descalcificação da periferia do prisma, evidenciando a disposição, formato e tamanho dos prismas do esmalte bovino

Figura 5.24 C5

As Figuras 5.22 A5, 5.23 B5, 5.24 C5 representam o padrão de condicionamento no esmalte humano asperizado, para o adesivo Prompt L-pop, observa-se em A5 um padrão misto, em B5 o padrão predominante é o 2, mostrando com clareza a disposição, formato e tamanho dos prismas. Em C5 novamente um padrão misto, mas com áreas sem condicionamento

Figura 5.26 A6

Figura 5.28 C6

Figura 5.27 B6

A Figura 5.28 C6 mostra, assim como a micrografia 5.25 D5 da página anterior, o único padrão produzido pelo adesivo Prompt L-pop no esmalte bovino intacto. Todas as amostras analisadas mostraram uma predominância do padrão 2, ou seja, descalcificação da periferia do prisma, no entanto a disposição, formato e tamanho dos prismas não é tão clara

As Figuras 5.26 A6, 5.27 B6 representam o padrão de condicionamento no esmalte humano intacto, para o adesivo Prompt L-pop. Em A6 observa-se uma região em que predomina a ausência de condicionamento e em B6 observa-se um padrão misto com predominância

Figura 5.29 A7

A Figura 5.29 A7 representa único padrão observado com o adesivo i Bond no esmalte humano asperizado. Pode-se observar o padrão predominante, como misto bem superficial e com algumas regiões sem condicionamento

Figura 5.30 B7

A Figura 5.30 B7 representa o único padrão encontrado com o adesivo i Bond no esmalte bovino asperizado. É um padrão misto superficial, mas com melhor definição que no esmalte humano

Figura 5.31 A8

A Figura 5.31 A8 o único padrão encontrado com o adesivo i Bond no esmalte humano intacto. Observa-se um padrão muito semelhante ao da micrografia 5.30 B7, porém predomina uma superficial descalcificação da periferia do prisma

Figura 5.32 B8

A Figura 5.32 B8 representa o único padrão encontrado com o adesivo i Bond no esmalte bovino intacto. É um padrão misto profundo

5.1.2 - Micrografias de Interface: esmalte humano e bovino

Figura 5.33 A9

Figura 5.35 C9

Figura 5.34 B9

Figura 5.36 D9

As Figuras 5.33 A9 e 5.34 B9 evidenciam camada de adesivo para o adesivo Excite esmalte humano, asperizado e intacto. Não se claramente que, a camada de adesivo mais espessa no esmalte asperizado. O micrografia B9 destaca-se o prolongamento de adesivo penetrando no esmalte

Nas Figuras 5.35 C9 e 5.36 D9 mostram a camada de adesivo para o adesivo Excite no esmalte bovino, asperizado e intacto. Destaca-se a maior espessura da camada de adesivo, que em relação a formada no esmalte humano, é mais espessa, tanto na condição asperizado como intacto

Figura 5.37 A10

Figura 5.39 C10

Figura 5.38 B10

Figura 5.40 D10

As Figuras 5.37 A10 e 5.38 B10 mostram a camada de adesivo no esmalte humano para o adesivo CPB no esmalte humano, asperizado e intacto. Em A10 e B10 observam-se “tags” de tamanho bem inferior ao que foi observado em B9

As Figuras 5.39 C10 e 5.40 D10 mostram a camada de adesivo para o adesivo CPB no esmalte bovino asperizado e intacto. “Em C10 destacam-se “tags” em pequeno número e uma camada de adesivo espessa”. Em D10 destaca-se ao invés dos “tags”, uma camada de adesivo de pouca espessura, dando um aspecto de fusionalidade entre a resina e o esmalte

Figura 5.41 A11

Figura 5.43 C11

Figura 5.42 B11

Figura 5.44 D11

As Figuras 5.41 A11 e 5.42 B11 mostram a camada de adesivo para o adesivo LP no esmalte humano, asperizado e intacto. Em A11 os “tags” são mais evidentes que em B11. Sendo que no esmalte asperizado a camada de adesivo foi mais espessa

As Figuras 5.43 C11 e 5.44 D11 mostram a camada de adesivo para o adesivo LP no esmalte bovino, asperizado e intacto. Em C11 a camada de adesivo é espessa e os “tags” não são evidentes. Em D11 há novamente uma característica de fusão entre esmalte e resina

Figura 5.45 A12

Figura 5.47
C12

Figura 5.46 B 12

Figura 5.48 D12

As Figuras 5.45 A12 e 5.46 B12 mostram a camada de adesivo para o adesivo IB no esmalte humano, asperizado e intacto. Em A12 chama à atenção a espessura da camada de adesivo, bem inferior as demonstradas anteriormente. Sendo que em algumas regiões a camada de adesivo nem pode ser observada. Em B12 a camada apresenta várias falhas representando a mínima espessura da camada de adesivo

Em as Figuras 5.47 C12 e 5.48 D12 mostram a camada de adesivo para o adesivo IB no esmalte bovino, asperizado e intacto. Em ambas é possível observar a presença de “tags” e uma camada de adesivo espessa, resultados que destacam que o esmalte bovino é menos resistente ao condicionamento ácido que o esmalte humano

5.1.3 – Esmalte

Figura 5.49 A13

Figura 5.52 D 13

Figura 5.50 B13

Figura 5.53 E13

Figura 5.51 C13

As Figuras 5.52 D13 e 5.53 E13 mostram a superfície do esmalte e a forma como os prismas chegam na superfície. As micrografias 5.49 A13 a 5.51 C13 evidenciam a disposição dos prismas no esmalte bovino. Observa-se a constante alternância de sentidos, ora paralelos, ora perpendiculares à superfície

Figura 5.54 A14

Figura 5.56 C14

Figura 5.55 B14

Figura 5.57 B14

As micrografias 5.54 A14 e 5.55 B14 mostram a disposição dos prismas de esmalte humano. Nas amostras observadas a alternância de sentidos dos prismas do esmalte humano não foi tão evidente como a do esmalte bovino

As Figuras 5.56 C14 e 5.57 D14 mostram a disposição dos prismas de esmalte em superfície do substrato condicionado com ácido fosfórico. A comparação das imagens destaca a aparência mais alongada do prisma de esmalte bovino e a falta do aspecto chave-fechadura característico do esmalte humano como observado na micrografia C14

5.2 Resultados de resistência de união em MPa

A avaliação das médias de resistência de união foi feita através da análise de variância, ANOVA (Tabela 5.1), considerando três fatores sendo um deles vinculado; esmalte (bovino e humano), sistema adesivo, i Bond (IB), Prompt L-pop (LP), Clearfil Protect Bond (CPB), Excite (EX) e tratamento(asperizado e intacto). O teste de Tukey à 5% foi utilizado para o contraste das médias quando necessário.

Tabela 5.1 - Análise de variância da resistência de união, tendo como fatores: Esmalte, Sistema Adesivo e Tratamento do substrato

Fator de Variação	G.L	Q.M.	R.Q.M (F)
Esmalte (E)	1	150.6141	4.61 n.s
Adesivo (A)	3	3598.9070	110.23*
E x A	3	5.2994	0.16 n.s
Resíduo I	72	32.6504	
Tratamento (T)	1	1888.2078	94.48*
E x T	1	13.6985	0.69 n.s
A x T	3	685.4890	34.30*
E x A x T	3	6.4257	0.32 n.s
Resíduo II	72	19.9844	

n.s- não significativa, * significativa ao nível de 5%.

O fator Adesivo mostrou diferença estatística ($p > 0,05$), sendo que a menor média foi obtida pelo adesivo autocondicionante, tudo em um, i Bond. Já o adesivo autocondicionante Clearfil Protect Bond foi o único a apresentar resistência de união semelhante ao sistema adesivo de condicionamento total Excite (Gráfico 5.1).

Gráfico 5.1 - Médias de resistência de união e desvio padrão, em MPa, para o fator Adesivo. Letras iguais mostram semelhança estatística

O fator Tratamento também apresentou diferença estatística ($p > 0,05$), sendo a condição de esmalte asperizado a que apresentou a maior média de resistência de união 28,10 MPa, contra 21,23 MPa da condição intacto (Gráfico 5.2).

Gráfico 5.2 - Médias de Resistência de União e desvio padrão, em MPa, para o fator Tratamento: Asperizado (A) e Intacto (I). Letras diferentes mostram significância estatística

A interação Esmalte x Tratamento (Gráfico 5.3), foi estatisticamente significativa, ou seja, houve diferença estatística ao nível de 5 %, sendo a menor média apresentado pelo sistema adesivo i Bond quando aplicado ao esmalte intacto. Pode-se considerar, pelo valor da média obtida, que o adesivo i Bond não promove união ao esmalte intacto. Observa-se ainda que as médias obtidas na condição esmalte intacto foram sempre inferiores que as da condição asperizado, independente do sistema adesivo usado.

Gráfico 5.3 - Resistência de União e desvio padrão, em MPa, para a interação: Tratamento x Sistema Adesivo. Letras iguais mostram semelhança estatística

A análise de variância mostrou que o fator Esmalte não foi significativo ($p < 0,05$), ou seja, não houve diferença estatística entre o esmalte humano e o bovino, embora a média do esmalte humano tenha sido superior 25,64 MPa, no esmalte bovino a média foi 23,70 MPa.

Gráfico 5.4 - Médias de Resistência de união e desvio padrão, em MPa, para o fator Esmalte. Letras iguais representam semelhança estatística

As interações Esmalte X Adesivo e a interação tripla Esmalte x Adesivo X Tratamento (Gráfico 5.5), também não foram significantes. No gráfico 5.5 observa – se que a tendência do esmalte humano apresentar as maiores médias permaneceu.

Gráfico 5.5 - Médias de resistência de união e desvio padrão, em MPa, para a interação Adesivo x Esmalte x Tratamento. Letras diferentes significam diferença estatística. As siglas representam respectivamente: IBA- adesivo i Bond(I), esmalte bovino(B) asperizado(A); IBI, i Bond, esmalte bovino intacto; IHA, i Bond, esmalte humano(H) asperizado; IHI i Bond esmalte humano intacto, as demais seguem a mesma padronização, alterando apenas a primeira letra, referente ao sistema adesivo: A- Adper Prompt L-Pop, C- Clearfil Protect Bond, E- Excite.

6 DISCUSSÃO

O avanço dos materiais estéticos e da técnica de utilização dos mesmos trouxe grandes avanços para a Odontologia moderna, tornando-a além de estética menos invasiva.

Os materiais contemporâneos permitem ao clínico, realizar preparos que envolvam somente o tecido afetado pela cárie. Não há, na maioria das vezes, a necessidade de realizar preparos com caixas de retenção, nem mesmo estendê-los para obter maior retenção do material à cavidade.

Tais características são extremamente vantajosas, mas trazem para os pesquisadores, a restrição na disponibilidade de dentes humanos, para a pesquisa laboratorial. No sentido inverso, a demanda por pesquisas tem aumentado, com o número crescente de novos materiais e com a atual tendência de considerar os testes “in vitro” de microtração, capazes de prever o comportamento clínico dos sistemas adesivos [5].

Na tentativa de resolver o problema da obtenção de dentes humanos em testes “in vitro”, muitos pesquisadores têm realizado suas pesquisas substituindo o substrato humano por outros; como dentes bovinos e suínos [2, 3, 29, 43]. Embora muitos estudos sejam realizados utilizando substratos alternativos, apenas dois fizeram um comparativo das propriedades físicas, para validar tal substituição [28, 33].

Há um consenso de que, para o esmalte, a semelhança entre dentes bovinos e humanos, se dê em relação à disposição e formato dos prismas [28], o que seria essencial para garantir semelhança entre as propriedades mecânicas dos substratos.

Nas Figuras, 5.49 A13 – 5.51 C13 e 5.57 D14, de prismas de esmalte bovino, observam-se que os prismas correm, ora paralelos, ora perpendiculares à superfície do esmalte, assim como demonstrado na figura, 5.56 C14, de prismas do esmalte humano.

Porém pode-se observar que os prismas de esmalte bovino (Figuras 5.49 A13 – 5.51 C13) variam a sua orientação com maior frequência, que o observado no esmalte humano, Figuras 5.54 A14 e 5.55 B14.

Segundo o estudo [49] mudanças abruptas de orientação dos cristais dos prismas, permitem a existência de espaços interprismáticos, os quais seriam preenchidos por material orgânico. Desta maneira esta região do esmalte apresentaria uma maior quantidade de material orgânico.

Considerando as Figuras do esmalte bovino, 5.49 A13 – 5.51 C13 podemos observar que há uma frequente mudança na orientação dos prismas se compararmos, por exemplo, com a Figura, 5.54 A14, do esmalte humano. Contrapondo tais imagens pode-se pressupor que há maior quantidade de matéria orgânica no esmalte bovino.

Isto poderia explicar a maior porosidade, ou seja, maior susceptibilidade do esmalte bovino ao condicionamento ácido, como evidenciado nas Figuras de MEV de “tags” do presente estudo, bem como a menor média de resistência de união obtida no esmalte bovino, já que, como demonstrado por[49] a zona interprismática oferece menor resistência a propagação de trincas e possui menor módulo de elasticidade e nanodureza que o prisma do esmalte.

Outro fator que poderia contribuir para esta menor resistência ao condicionamento ácido do esmalte bovino seria a sua maior velocidade de desenvolvimento.

No estudo [49] foi relatado que o dente bovino possui cristais maiores e maior quantidade de defeitos na organização dos mesmos, quando comparados com os

cristais do esmalte humano, pois, segundo os autores, desenvolvem-se mais rapidamente, tanto antes como depois da erupção.

Estudos sobre o desenvolvimento e maturação do esmalte humano mostram, que há relação entre a velocidade de desenvolvimento, deposição dos cristais, e características estruturais do esmalte maduro [90-92].

Segundo [92], existe uma correlação entre a velocidade de deposição do esmalte, durante a sua formação, e o formato dos prismas.

Estudos sobre o crescimento do esmalte humano utilizam a análise da relação angular entre as estrias de Retzius, ou então as linhas incrementais, com a junção esmalte dentina, JED, e sua correlação com o formato dos prismas [91, 92].

Tais estudos mostram que, quando a deposição de esmalte ocorre lentamente, a inclinação entre a linha incremental e a JED é maior, ou seja, o ângulo formado é maior que o ângulo obtido quando há rápida deposição do esmalte.

O autor[92] mostrou ainda, comparando o esmalte de dentes humanos decíduos com o de dentes permanentes, que nos decíduos, a angulação era menor, refletindo um rápido tempo de deposição de esmalte, com prismas caracterizados pelo maior espaçamento entre os centros.

Assim, ao se analisar o formato mais alongado dos prismas de esmalte bovino, demonstrado na figura 5.57 D 14, é possível pressupor, que a taxa de deposição do esmalte é mais rápida que no dente permanente humano, já que, os prismas de esmalte do dente bovino, apresentam formato mais alongado e consequentemente maior distanciamento entre o centro de um prisma e outro, em relação ao longo eixo.

Portanto as imagens 5.56 C14 e 5.57 D14 mostram então, que de acordo com os resultados do estudo[28], o esmalte bovino apresenta semelhança com o humano, no que diz respeito à disposição dos prismas na superfície do esmalte, no entanto, no

presente estudo, ao contrário do que foi encontrado em [28], as superfícies de esmalte bovino observadas não foram tão semelhantes, em relação ao formato dos prismas, pois o prisma bovino se mostra além de mais alongado, aparentemente sem o formato tetragonal, ou chave-fechadura, característico do prisma de esmalte humano, como mostra a figura 5.56 C14.

Considerando os fatores acima descritos, pode-se dizer que a maior descalcificação produzida pelo ácido fosfórico no esmalte bovino, se deva à fatores intrínsecos ao seu desenvolvimento e maturação, já que, uma maior velocidade de formação poderia resultar em prismas com centros mais distanciados entre si e defeitos na organização dos cristais, que somados às mudanças de sentido, seriam os responsáveis pela maior susceptibilidade ao condicionamento, em virtude da possibilidade de defeitos estruturais e maior quantidade de material orgânico, preenchendo os espaços interprismáticos.

Porém esta diferença no formato dos prismas, e a maior descalcificação promovida no esmalte bovino, não refletiu em diferenças na resistência de união dos adesivos testados, já que, como representado no gráfico 4, houve semelhança entre os substratos.

Tais resultados estão de acordo com os da literatura[28, 33], que assim como no presente estudo, não demonstraram diferença estatística entre a resistência de união obtidas nos substratos, embora, as médias obtidas no esmalte humano, tenham sido sempre superiores às obtidas no esmalte bovino.

Pela análise da morfologia dos prismas e sua disposição, pode - se dizer, assim como reportado na literatura[28, 33], que o esmalte bovino guarda semelhança com o esmalte humano, porém não é idêntico. Isto possivelmente explique a não significância estatística encontrada com o fator esmalte, e dá indícios para explicar a diferença

encontrada em relação à profundidade de condicionamento, que foi maior no esmalte bovino.

A comparação das imagens de *MEV* e os respectivos resultados de resistência de união, entre os substratos, mostram mais uma vez, como inicialmente relatado em 1975 [61], que uma maior descalcificação da estrutura do esmalte não é garantia de maiores valores de resistência de união.

Porém, traz evidências de que; a composição do sistema adesivo tem maior influência no resultado final da união, do que a profundidade de descalcificação.

Este fato fica evidente quando se compara os resultados de resistência de união, para o fator esmalte, Gráfico 5.4, com os resultados do Gráfico 5.1, da interação entre os sistemas adesivos, onde se vê, claramente, que independente do substrato, todos os sistemas adesivos autocondicionantes produziram resistência de união inferior à obtida com o adesivo convencional.

Embora a cada dia este fato fique mais claro, até hoje ainda não foi possível quantificar este efeito, e estudos, que verifiquem em níveis moleculares, as interações entre substrato e sistema adesivo são cada vez mais necessários.

Pode-se dizer que a real influência da profundidade de descalcificação não está bem delimitada, constituindo um assunto bem controverso [67].

Sabe-se que o condicionamento da estrutura é essencial, visto que, a união dos polímeros à estrutura dental é feita pelo imbricamento micromecânico e que um condicionamento profundo assegura a possibilidade de uma maior penetração do adesivo, mas que por sua vez, não é suficiente para garantir uma superfície aderida livre de falhas e com longevidade de união adequada [18, 93].

Fazendo um comparativo com os resultados de padrão de condicionamento e resistência de união, obtidos no presente estudo, este fato fica bem evidenciado.

As imagens de padrão de descalcificação, obtidas através das réplicas, 5.1 A1 - 5.10 F2/ 5.22 A5 - 5.25 C6, mostraram uma maior profundidade e uniformidade do padrão, quando o esmalte foi condicionado com o ácido fosfórico e com o autocondicionante de elevada agressividade Prompt L-Pop, tanto para o esmalte bovino, quanto para o humano, independente da condição de tratamento; intacto ou asperizado.

Esta semelhança no padrão de descalcificação entre o sistema autocondicionante de elevada agressividade, Prompt L-Pop , com um sistema adesivo convencional, como o Excite, está bem documentada pela literatura [4, 18, 19, 26, 41, 76, 78, 94, 95].

Porém o Gráfico 1 mostra que a resistência de união obtida com o autocondicionante Prompt L-Pop, foi diferente estatisticamente e inferior à obtida com o Excite. Já o adesivo autocondicionante Clearfil Protect Bond, responsável por uma descalcificação superficial, figuras 5.3 A3 – 5.21 E4 , produziu resistência de união superior à do Prompt L - Pop e semelhante estatisticamente a do Excite, evidenciando aqui que a composição do adesivo é essencial na promoção da união.

Acredita-se, como anteriormente relatado, que a composição química do adesivo e suas propriedades físicas, como por exemplo, grau de conversão, parecem estar mais diretamente relacionados com a obtenção de uma união satisfatória, que a profundidade de descalcificação da superfície dental.

Neste estudo podê-se observar que o grau de dissolução da superfície de esmalte não foi a mesmo para os autocondicionantes testados. Comportamento, este, que pode ser explicado pelo fato, de que, embora os adesivos autocondicionantes possuam em comum ésteres acídicos em sua composição, a concentração desses ésteres, em cada um dos sistemas adesivos, é diferente.

Segundo o estudo de 2001[18], os sistemas autocondicionantes do tipo passo único, como o Prompt L-Pop, possuem uma concentração de cerca de 80% de monômeros acídicos, enquanto que os autocondicionantes como o CPB, tem uma concentração em torno de 20%. Esta maior concentração fornece ao LP uma maior capacidade de dissolução do esmalte, reforçada pelo seu pH, que chega a ser duas vezes menor que do Clearfil Protect Bond.

E é essa maior acidez e diferença no pH, que garante ao Prompt L-pop um padrão de condicionamento semelhante aos sistemas adesivos que utilizam o ácido fosfórico como condicionador de superfície.

Em relação ao grau de conversão, um estudo [96], demonstrou que o grau de conversão do adesivo Adper Prompt L-Pop foi de apenas 40%, já o adesivo Excite apresentou grau de conversão de 90%.

Pode-se então considerar, que as menores médias de resistência de união do adesivo Prompt L-Pop, apresentadas neste estudo, podem ser explicadas pelo seu baixo grau de conversão, já que é evidente, que quanto menor o grau de conversão de um adesivo, menores serão suas propriedades mecânicas e consequentemente, espera-se menor resistência de união.

Além do grau de conversão, os pesquisadores também têm considerado outros pontos, da composição química, para explicar esta menor resistência de união observada mesmo havendo grande descalcificação do substrato [17-20, 26, 37, 40, 70, 83, 84, 97].

Para muitos autores, a degradação hidrolítica sofrida principalmente pelos sistemas autocondicionantes de passo único têm tido papel importante na baixa união produzida e na pobre longevidade clínica dos adesivos autocondicionantes susceptíveis à este tipo de degradação.

A literatura mostra que o grande problema de adesivos como o i Bond, ou seja, que possuem todos os componentes em único frasco; adesivo, primer e solventes, é a hidrólise de seus componentes [69, 70, 83].

Esta hidrólise é tempo e temperatura dependente e tem como consequência a diminuição das propriedades físicas e químicas desses adesivos, comprometendo assim o seu comportamento clínico, já que afeta a sua capacidade de condicionamento; como demonstrado nas figuras e na literatura que avalia este tipo de adesivo [69, 70, 83].

O Prompt L-Pop, embora tenha seus componentes misturados segundos antes de sua aplicação, também é afetado pela hidrólise, que se inicia com a mistura do primer e adesivo, e é mais intensa que a do CPB, já que o pH do LP chega a ser duas vezes menor que o do Clearfil Protect Bond.

Pode se supor que embora promova um condicionamento do esmalte semelhante ao promovido pelo ácido fosfórico, a resistência de união não foi a esperada, devido também à influência instabilidade hidrolítica do Prompt L-Pop, que interfere diretamente na qualidade da camada de adesivo do Prompt L-Pop, que por ser uma camada muito ácida, acaba funcionando como uma membrana semipermeável, permitindo que o fluído dentinário chegue à interface adesiva.

Esta presença de umidade junto a ação da camada inibidora de oxigênio, prejudica a polimerização do material, que se somando ao baixo grau de conversão deste adesivo, produzem uma resistência de união baixa, quando comparadas com os adesivos CPB e Excite, porém em valores, considerados pela literatura, próximo do mínimo necessário para uma boa adesão.

As figuras das réplicas obtidas a partir do condicionamento do esmalte com o sistema adesivo autocondicionante i Bond, 5.29 A7- 5.32 B8, mostraram, em ambos os

substratos e tratamentos, os padrões mais superficiais apresentados até então, na figura 5.29 A7, por exemplo, há uma grande área sem condicionamento. Resultados semelhantes ao encontrado na literatura recente[2, 9, 20-23, 98].

Como reportado na literatura, estes resultados são também explicados pela ação da degradação química, hidrólise, que compromete as propriedades deste adesivo antes mesmo de ser aplicado na estrutura do esmalte, já que a sua apresentação comercial favorece a degradação hidrolítica.

Além disso, chama atenção que, mesmo apresentando um baixo pH (1.0), este adesivo autocondicionante não promoveu qualquer tipo de descalcificação. Este fato traz um novo achado na literatura, ou seja, um baixo pH nem sempre promove maior descalcificação.

Esta constatação, aliada à uma provável hidrólise dos componentes, explica os resultados encontrados para este sistema adesivo que apresentou uma média geral inferior à 12 MPa.

Embora este estudo tenha sido feito “in vitro”, não seria um exagero contra indicar este adesivo para o uso em esmalte. Ainda mais se considerarmos a credibilidade dos testes de microtração.

A degradação química, hidrolítica, no Clearfil Protect Bond (CPB), não possui tanta influência em virtude principalmente do seu pH que não é tão elevado quanto o do Prompt L-Pop e pela apresentação comercial, que apresenta seus componentes em frascos separados.

Aliado a isto, a presença de um “bonding,” altamente hidrófobo, também poderia explicar as maiores médias de resistência de união, fazendo com que este sistema adesivo se assemelha estatisticamente ao adesivo de condicionamento total.

O CPB por sua vez, segundo a literatura [3, 18-20] e as figuras do presente estudo, promove uma descalcificação menor da superfície de esmalte, no entanto, isto não se relaciona com uma menor resistência de união.

Alguns estudos mostram que, tanto a menor descalcificação, como a resistência de união superior a esperada, se deva a um mesmo fator, ao precipitado formado durante o condicionamento do esmalte.

Este precipitado é formado pelos íons hidrônio (H_3O^+), que atacam a superfície do esmalte, cristais de hidroxiapatita, formando sais de cálcio e íons fosfato como subprodutos. Estes por sua vez deveriam ser solubilizados pela água, porém como não há lavagem e a água do primer é evaporada pela secagem, estes subprodutos ficam disponíveis na superfície condicionada como um precipitado amorfo.

Este precipitado acaba diminuindo a ação do primer, por tamponamento, já que, a concentração de cálcio fica elevada.

Esta superfície então recebe a aplicação do adesivo hidrofóbico contendo bis-GMA/TEGDMA, que em seguida é fotopolimerizado. A camada híbrida em consequência será um misto de adesivo, cristais de hidroxiapatita e o precipitado amorfo.

Alguns estudos consideram este precipitado capaz de se ligar ao esmalte e assim promover uma ligação química entre o esmalte e a camada de adesivo, o que explicaria a maior resistência de união dos adesivos autocondicionantes de dois passos, como o Clearfil Protect Bond [17, 83, 97].

Além disso, esta camada de adesivo hidrófobo funcionaria de forma semelhante, a camada de adesivo dos sistemas convencionais, diminuindo a influência do oxigênio na polimerização do adesivo. Sendo que ainda o “bonding” deste adesivo garante para o CPB a formação de uma camada adesiva mais espessa, que segundo a literatura

pode funcionar de forma semelhante a um amortecedor do stress gerado pela contração de polimerização, ou seja, esta camada amorteceria o stress e permitiria a dissipação das tensões geradas pela contração de polimerização.

O sistema adesivo Excite, representante dos sistemas adesivos de condicionamento total, mostrou tanto no esmalte humano, quanto bovino, intacto ou asperizado, um padrão de condicionamento profundo e uniforme, sendo que nas figuras para o esmalte intacto, houve regiões que apresentaram os dois tipos de condicionamento, dissolução do centro e periferia do prisma. Resultados esses também encontrados na literatura [3, 6, 10, 18-20, 26, 41, 45, 63, 77].

No esmalte intacto, observa-se que o ácido fosfórico, do sistema adesivo Excite, é capaz de remover totalmente a camada aprismática, nos dois substratos, assim como relatado em muitos estudos de padrão de condicionamento [3, 6, 10, 18-20, 26, 41, 45, 63, 77].

Já os autocondicionantes ainda enfrentam o desafio de promover um adequado condicionamento da camada aprismática presente no esmalte intacto. Fato este demonstrados por este estudo e pela literatura recente[8, 17].

Os Gráficos 5.2, 5.3 e 5.5 ilustram bem esta dificuldade. Neles pode-se observar, que os valores de resistência de união na condição experimental, esmalte intacto, independente de o esmalte ser bovino ou humano, foram sempre inferiores às obtidas no esmalte asperizado. No Gráfico 5.2, o desvio-padrão para o esmalte intacto, mostra a grande variabilidade das médias de resistência de união obtidas neste estudo para esta condição experimental.

Alguns autores têm sugerido [3, 8], que no esmalte intacto, os primers acídicos dos adesivos autocondicionantes, principalmente os de pH mais elevado, devem ser

deixados em contato com a superfície por mais tempo que o recomendado pelo fabricante.

Dos adesivos testados neste estudo, o que apresentou as piores médias de resistência de união ao esmalte intacto, tanto bovino, quanto humano, foi o adesivo i Bond. Resultados já esperados não só pelos problemas inerentes à sua composição e apresentação comercial, mas também pela própria indicação do fabricante que recomenda uma aplicação prévia de ácido fosfórico, quando o adesivo for ser utilizado em superfície de esmalte intacta.

Considerando as médias obtidas com o adesivo autocondicionante i Bond; 1,40 MPa no esmalte bovino e 1,78 MPa no esmalte humano, e comparando-as com o que é considerado o mínimo necessário pela literatura 17-20 MPa, pode – se afirmar que o adesivo i Bond não aderiu ao esmalte intacto.

Em relação a análise da camada híbrida através de figuras de interface, ao contrário da dentina, os “tags” de adesivo não ficam tão nítidos, segundo os autores [24], a camada híbrida no esmalte, envolve cristais de hidroxiapatita e o adesivo.

Nas figuras de interface, 5.1 A9-D29, apresentadas, observa-se que a camada híbrida aparece como uma fusão entre o esmalte e a resina, a sua espessura e continuidade, para os autocondicionantes foi dependente de sua agressividade (pH), resultados esses semelhantes aos encontrados na literatura [3, 18, 19, 95].

Assim, os adesivos de maior agressividade produziram camada híbrida mais espessa em consequência da maior descalcificação da superfície, cujos subprodutos ficam incorporados à camada híbrida, já que nos autocondicionantes não é necessário a lavagem da superfície condicionada. Por este motivo também a camada híbrida na condição asperizado foi mais espessa que na condição intacta.

A análise estatística das médias de resistência de união para os sistemas adesivos, assim como o esperado, mostrou semelhança estatística entre o adesivo Excite, média de 33.06 MPa, e o adesivo Clearfil Protect Bond, com média de 28,73 MPa, o autocondicionante Prompt L-Pop foi semelhante apenas ao CPB apresentando média de 25,68 MPa, já o adesivo i Bond apresentou diferença estatística ao nível de 5% para todos os outros adesivos com média de 11,18 MPa. O Tukey calculado para o contraste das médias foi de 3.58.

Assim fica claro que em termos microscópicos o esmalte bovino apresenta um padrão de descalcificação maior que o humano, mas apesar disto, as médias de resistência de união de ambos os substratos são estatisticamente semelhantes.

Outro fato interessante que deve ser destacado é que a presença do imbricamento micromecânico em esmalte, evidenciado pelas figuras de “tags”, não é suficiente para garantir uma boa resistência de união. Esta afirmação fica devidamente comprovada quando se observa o padrão de descalcificação do Prompt L-Pop contrastado à baixa resistência de união.

Apesar disto, deve haver um mínimo de microrretenção para que haja alguma adesão. A falta desta comprovada pelos resultados do adesivo i Bond, reduz drasticamente a resistência de união.

Neste sentido a asperização da superfície é um passo operatório fundamental para os sistemas adesivos autocondicionantes. Tal procedimento promove maior resistência de união garantindo uma maior presença de “tags”, na maioria dos sistemas adesivos testados.

7 CONCLUSÕES

Considerando os valores de resistência de união e as figuras apresentadas para os adesivos autocondicionantes, é lícito afirmar que uma maior descalcificação da superfície não é garantia de uma resistência de união elevada, a qual parece estar mais diretamente ligada à composição do adesivo.

A asperização da superfície de esmalte, quando se utiliza um sistema adesivo autocondicionante, é um passo operatório essencial, pois, na maioria das vezes, aumenta a resistência de união.

O sistema adesivo autocondicionante, tudo em um, i Bond não produziu resistência de união satisfatória, podendo ser contra-indicado para o uso em esmalte, asperizado ou intacto.

O esmalte bovino, embora tenha apresentado uma disposição de prismas diferente da do esmalte humano e de ser menos resistente ao condicionamento ácido, produziu valores de resistência de união estatisticamente semelhantes às do esmalte humano, embora as médias tenham sido sempre inferiores.

Na impossibilidade de se obter esmalte humano para os testes de microtração, é viável a utilização de esmalte bovino.

REFERÊNCIAS ¹

1. Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent* 2002;4(4):291-7.
2. Ritter DE, Ritter AV, Bruggeman G, Locks A, Tulloch JF. Bond strengths and adhesive remnant index of self-etching adhesives used to bond brackets to instrumented and uninstrumented enamel. *Am J Dent* 2006;19(1):47-50.
3. Perdigao J, Geraldeli S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(1):32-41; discuss 42.
4. Kiremitci A, Yalcin F, Gokalp S. Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 2004;35(5):367-70.
5. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
6. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21(9):864-81.
7. Wang ST. Shear bond stability of current adhesive systems to enamel. *Oper Dent* 2004;29(2):168-75.
8. Carvalho RM, Carrilho M. Sistemas adesivos: fundamentos para a compreensão e sua aplicação e desempenho em clínica. *Biodonto* 2004;2(1):9-86.
9. Kerby RE, Knobloch LA, Clelland N, Lilley H, Seghi R. Microtensile bond strengths of one-step and self-etching adhesive systems. *Oper Dent* 2005;30(2):195-200.

---

¹ De acordo com o estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo as bases Medline.

10. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 2004;6(4):313-8.
11. Strydom C. Self-etching adhesives: review of adhesion to tooth structure part I. *SADJ* 2004;59(10):413, 415-7, 419.
12. Kelsey 3rd WP, Latta MA, Vargas MA, Carroll LR, Armstrong SR. Microtensile bond strength of total-etch and self-etch adhesives to the enamel walls of Class V cavities. *Am J Dent* 2005;18(1):37-40.
13. Van Landuyt KL, Peumans M, Munck JD, Lambrechts P, Meerbeek BV. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater* 2006;22(6):533-44.
14. Hannig M, Reinhardt KJ, Bott B. Self-etching primer vs phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Oper Dent* 1999;24(3):172-80.
15. Christensen GJ. Self-etching primers are here. *J Am Dent Assoc* 2001;132(7):1041-3.
16. Shimada Y, Iwamoto N, Kawashima M, Burrow MF, Tagami J. Shear bond strength of current adhesive systems to enamel, dentin and dentin-enamel junction region. *Oper Dent* 2003;28(5):585-90.
17. Tay FR, Carvalho RM, Pashley DH. Water movement across bonded dentin- too Much of a good thing. *J Appl Oral Sci* 2004;12:12-25.
18. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17(5):430-44.
19. Tay FR, Pashley DH, King NM, Carvalho RM, Tsai J, Lai SC, et al. Aggressiveness of self-etch adhesives on unground enamel. *Oper Dent* 2004;29(3):309-16.
20. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 2003;16(5):329-34.

21. Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003;28(5):647-60.
22. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;16(6):414-20.
23. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005;30(1):39-49.
24. Nakabayashi N, Pashley DH. Hybridization of dental hard tissues. *Quintessence* 1998;25(1):37-56.
25. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17(4):296-308.
26. Miguez PA, Castro PS, Nunes MF, Walter R, Pereira PN. Effect of acid-etching on the enamel bond of two self-etching systems. *J Adhes Dent* 2003;5(2):107-12.
27. Dias WR, Pereira PN, Swift Jr EJ. Effect of surface preparation on microtensile bond strength of three adhesive systems to bovine enamel. *J Adhes Dent* 2004;6(4):279-85.
28. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR. Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004;6(2):117-21.
29. Miguez PA, Pereira MP, Swift Jr EJ. One-year tensile bond strengths of two self-etching primers to bovine enamel. *J Esthet Restor Dent* 2004;16(4):243-8; discus 249.
30. Fonseca RB, Haiter-Neto F, Fernandes-Neto AJ, Barbosa GA, Soares CJ. Radiodensity of enamel and dentin of human, bovine and swine teeth. *Arch Oral Biol* 2004;49(11):919-22.

31. Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res* 1994;73(6):1205-11.
32. Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediter Health J* 2003;9(1-2):201-7.
33. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res* 1983;62(10):1076-81.
34. Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod* 1999;69(1):45-8.
35. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Scribante A, De Angelis M, Klersy C. Effect of blood contamination on shear bond strength of brackets bonded with a self-etching primer combined with a resin-modified glass ionomer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126(6):703-8.
36. Lobo MM, Goncalves RB, Pimenta LA, Bedran-Russo AK, Pereira PN. In vitro evaluation of caries inhibition promoted by self-etching adhesive systems containing antibacterial agents. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2005;75(1):122-7.
37. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 2000;25(1):11-9.
38. Federlin M, Sipos C, Hiller KA, Thonemann B, Schmalz G. Partial ceramic crowns. Influence of preparation design and luting material on margin integrity-a scanning electron microscopic study. *Clin Oral Investig* 2005;9(1):8-17.
39. Trites B, Foley TF, Banting D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004;126(6):709-16.
40. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;34(1):77-85.

41. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. *Clin Oral Investig* 2002;6(3):155-60.
42. Sevgican F, Inoue S, Koase K, Kawamoto C, Ikeda T, Sano H. Bond strength of simplified-step adhesives to enamel prepared with two different diamond burs. *Aust Dent J* 2004;49(3):141-5.
43. Perdigao J, Swift Jr EJ, Gomes G, Lopes GC. Bond strengths of new simplified dentin-enamel adhesives. *Am J Dent* 1999;12(6):286-90.
44. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):895-910.
45. Moura SK, Miranda RG. Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel. *J Adhes Dent* 2006;8:75-83.
46. Ar TC. *Histologia bucal: desenvolvimento, estrutura e função*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1988.
47. Katchburian E, Chavez VEA. *Histologia e embriologia oral: texto-atlas-correlações clínicas*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2004.
48. Nakamichi I. Adhesion of various dental restorative materials to human and bovine teeth (author's transl). *Kokubyo Gakkai Zasshi* 1982;49(1):31-40.
49. Ge JCFZ, Wang XM, Feng HL. Property variations in the prism and the organic sheath within enamel by nanoindentation. *Biomaterials* 2004;26:3333-9.
50. Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH. Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. *J Adhes Dent* 2000;2(4):251-7.
51. Ikeda T, Uno S, Tanaka T, Kawakami S, Komatsu H, Sano H. Relation of enamel prism orientation to microtensile bond strength. *Am J Dent* 2002;15(2):109-13.
52. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent* 2003;28(1):20-7.

53. Lambrechts PVMB, Perdigão J, Vanherle G. Adhesives: do and don't's. Quintessence Int 2000;4:45-60.
54. Torii Y, Itou K, Nishitani Y, Ishikawa K, Suzuki K. Effect of phosphoric acid etching prior to self-etching primer application on adhesion of resin composite to enamel and dentin. Am J Dent 2002;15(5):305-8.
55. Giannini M, De Goes MF, Nikaido T, Shimada Y, Tagami J. Influence of activation mode of dual-cured resin composite cores and low-viscosity composite liners on bond strength to dentin treated with self-etching adhesives. J Adhes Dent 2004;6(4):301-6.
56. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. Dent Mater 2005;21(2):139-44.
57. Shinohara MS, Peris AR, Rodrigues JA, Pimenta LA, Ambrosano GM. The effect of nonvital bleaching on the shear bond strength of composite resin using three adhesive systems. J Adhes Dent 2004;6(3):205-9.
58. Buonocore MG. Principles of adhesive retention and adhesive restorative materials. J Am Dent Assoc 1963;67:382-91.
59. Rueggeberg FA. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. J Prosthet Dent 2002;87(4):364-79.
60. Silverstone LM. Fissure sealants: laboratory studies. Caries Res 1974;8:2-26.
61. Silverstone LM. The acidic etch technique: in vitro studies with special reference to the enamel surface and the enamel-resin Interface. In: International Symposium on The Acid Etch Technique. Switzerland: Silverstone LMaDIL; 1975.
62. Anusavice KJ. Phillips: materiais dentários. 10^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
63. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res 1975;9(5):373-87.

64. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58(4):1364-70.
65. Kanca J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992;23(1):39-41.
66. Nakabayashi N, Takeyama M, Kojima K, Mogi M, Miura F, Masuhara E. Studies on dental self-curing resins (22) - adhesion of 4-META/MMA-TBB resin to enamel (author's transl). *Shika Rikogaku Zasshi* 1982;23(61):88-92.
67. Shinci MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. *Dent Mater* 2000;16(5):324-9.
68. Sano HST, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin impregnated layer. *Oper Dent* 1994;19(2):59-64.
69. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 2004;25(6):965-9.
70. Nishiyama N, Fujita K, Ikemi T, Maeda T, Suzuki K, Nemoto K. Efficacy of varying the NMEP concentrations in the NMgly-NMEP self-etching primer on the resin-tooth bonding. *Biomaterials* 2005;26(15):2653-61.
71. Boj JR, Martin AM, Espasa E, Cortes O. Bond strength and micro morphology of a self-etching primer versus a standard adhesive system with varying etching times in primary teeth. *Eur J Paediatr Dent* 2004;5(4):233-8.
72. Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater* 2002;18(3):239-45.
73. Torii Y, Ito K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system. *J Oral Rehabil* 2002;29(6):528-33.
74. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2001;14(4):205-10.

75. Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003;16(5):292-8.
76. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 1999;27(7):523-30.
77. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
78. Giachetti L, Bambi C, Scaminaci Russo D. SEM qualitative evaluation of four self-etching adhesive systems. *Minerva Stomatol* 2005;54(7-8):415-28.
79. Brandt PD, de Wet FA, du Preez IC. Self-etching bonding systems: in-vitro shear bond strength evaluation. *SADJ* 2006;61(1):14, 16-7.
80. House K, Ireland AJ, Sherriff M. An investigation into the use of a single component self-etching primer adhesive system for orthodontic bonding: a randomized controlled clinical trial. *J Orthod* 2006;33(1):38-44; discuss 28.
81. Burgess AM, Sherriff M, Ireland AJ. Self-etching primers: is prophylactic pumicing necessary? A randomized clinical trial. *Angle Orthod* 2006;76(1):114-8.
82. Munck JD, Van Landuyt K, Peumans M, Potevin A, Lambrechets P, Braem M, Van Meerbeek B. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
83. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005;7(2):107-16.
84. Nishiyama N, Suzuki K, Takahashi K, Nemoto K. The pKa effects of the carboxylic acid in N-methacryloyl-omega-amino acid on the demineralization and bond strengths to the teeth. *Biomaterials* 2004;25(23):5441-7.
85. Barkmeier WW, Erickson RL. Shear bond strength of composite to enamel and dentin using Scotchbond Multi-Purpose. *Am J Dent* 1994;7(3):175-9.

86. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3(3):237-45.
87. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Capel Cardoso PE. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater* 2005;21(12):1144-9.
88. Bianchi J. Estudo sobre a resistência a microtração em função das dimensões, modo de prensão e formato do corpo de prova. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo;1999.
89. Sadek FT. Influência de parâmetros metodológicos no ensaio de microtração: microscopia eletrônica de varredura e resistência de união. São Paulo: Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo; 2005.
90. Whittaker DK. Structural variations in the surface zone of human tooth enamel observed by scanning electron microscopy. *Arch Oral Biol* 1982;27(5):383-92.
91. Boyde A. The structure of developing mammalian. *Dent Enamel* 1965;13(1):163-7.
92. Shellis RP. Variations in growth of the enamel crown in human teeth and a possible relationship between growth and enamel structure. *Arch Oral Biol* 1984;9:697-705.
93. Duangthi PDLA. Contributing to the quality of fissure sealants used by general dental practitioners. *Oper Dent* 2003;28(6):756-64.
94. Moura SK, Pelizzaro A, Dal Bianco K, de Goes MF, Loguercio AD, Reis A, et al. Does the acidity of self-etching primers affect bond strength and surface morphology of enamel? *J Adhes Dent* 2006;8(2):75-83.
95. Di Hipolito V, de Goes MF, Carrilho MR, Chan DC, Daronch M, Sinhoreti MA. SEM evaluation of contemporary self-etching primers applied to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 2005;7(3):203-11.
96. Sadek FT, Calheiros FC, Cardoso PEC, MChem YK, Tay F. Early and 24-hour bond strength and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Am J Dent* 2006 [No prelo].

97. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, et al. Resin-enamel bonds made with self-etching primers on ground enamel. *Eur J Oral Sci* 2003;111(5):447-53.
98. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 2005;26(14):2043-52.

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

PARECER DE APROVAÇÃO
Protocolo 154/05

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa *"Avaliação da resistência de união de sistemas adesivos auto condicionantes aplicados em esmalte intacto e asperizado e análise do padrão de descalcificação através da microscopia eletrônica de varredura"*, de responsabilidade da Pesquisadora **Janaína de Oliveira Lima**, sob orientação do Professor Doutor **Paulo Eduardo Capel Cardoso**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 04 de outubro de 2005

Prof. Dr. Rogério Nogueira de Oliveira
Coordenador do CEP-FOUSP

Apêndice A - Sistemas adesivos utilizados: fabricantes e métodos de aplicação

SISTEMAS ADESIVOS	CONDICIONAMENTO	PRIMER	ADESIVO	FOTOATIVAÇÃO
Excite- Ivoclar Vivadent	Aplicar o ácido fosfórico por 15 segundos, remover com vigoroso jato de água por no mínimo 5 segundos e secar levemente com jato de ar.	Espalhe o produto com um microbrush por toda a superfície até saturá-la, agite-o por 10 segundos para evaporar as substâncias voláteis. Com um jato de ar de 1-3 segundos a 5 mm da superfície, uniformizar a película de adesivo.		20 segundos
Clearfil Protect Bond- Kuraray Medical Inc.	Aplicar o “primer” com um “microbrush e deixar agir por 20 segundos, sem deixar contaminar”, e em seguida aplicar um leve jato de ar, para eliminar as substâncias voláteis.		Aplicar o adesivo, “bond”, com o microbrush” e uniformizar a camada de adesivo com um jato de ar.	10 segundos
Adper Prompt L-Pop 3M ESPE	Misturar os componentes de cada casulo e aplicar na superfície por 15 segundos, aplicar um leve jato de ar para uniformizar a película adesiva e promover a evaporação dos solventes.			10 segundos
i Bond Heraeus Kulzer	Aplicar uma camadas do adesivo sobre a superfície em seguida promover a evaporação do solvente e uniformização da camada de adesivo com um jato de ar.			10 segundos