

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**

**MÁRCIO DE MORAES**

**CIRURGIÃO DENTISTA**

**RESISTÊNCIA À TRAÇÃO DA UNIÃO ENTRE ESMALTE-BOTÃO E  
ESMALTE-BRACKET ORTODÔNTICOS COLADOS COM RESINA  
AUTOPOLIMERIZÁVEL E FOTOPOLIMERIZÁVEL PARA  
TRACIONAMENTO DE DENTES INCLUSOS.**

*Este exemplar  
foi devidamente  
corrigido, conforme  
Requisitos CCPG 036/83  
03 SET 98*

*[Handwritten signature]*

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da  
Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do grau de  
Doutor em Clínica Odontológica, Cirurgia Buco Maxilo Facial  
Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Passeri

PIRACICABA

1998



UNIDADE	BC
N.º CHAMADA:	35585
V.	395/98
PREÇO	R\$ 11,00
DATA	27/10/98
N.º CPD	

CM-00117753-0

Ficha Catalográfica Elaborada pela Biblioteca da FOP/UNICAMP

M791r	<p>Moraes, Márcio de.</p> <p>Resistência à tração da união entre esmalte-botão e esmalte-<i>bracket</i> ortodônticos colados com resina autopolimerizável e fotopolimerizável para tracionamento de dentes inclusos / Márcio de Moraes. - Piracicaba : [s.n.], 1998.</p> <p>93f. : il.</p> <p>Orientador : Luis Augusto Passeri.</p> <p>Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.</p> <p>I. Resinas dentárias. 2. Dentes - Cirurgia. 3. Aparelhos ortodônticos. I. Passeri, Luis Augusto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.</p>
-------	---



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de DOUTORADO, em sessão pública realizada em 26 de Agosto de 1998, considerou o candidato MARCIO DE MORAES aprovado.

1. Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI

2. Prof. Dr. OSVALDO MAGRO FILHO

3. Prof. Dr. SIMONIDES CONSANI

4. Profa. Dra. VANIA CELIA VIEIRA DE SIQUEIRA

5. Prof. Dr. JOSE RICARDO DE ALBERGARIA BARBOSA

Após pouco mais de um ano da defesa de tese de mestrado, volto a me desculpar as pessoas importantes em minha vida por muitos momentos de *ausência*. Sei que ao término desta importante fase, ainda irei permanecer distante de minha família, por imposição de meu trabalho o qual tanto tenho prazer em realizar e, dessa maneira, peço compreensão.

À *Luciana*, espero que os nossos esforços no dia a dia continuem fortalecendo o seu equilíbrio, amor e dedicação com que conduz nossas vidas,

*Víctor e Caio*, espero que um dia vocês entendam a minha falta de disposição para “brincar de vídeo game” ou ausência na “hora de jogar bola”; se permaneço distante agora, é por vocês, e porque os amo,

Aos meus pais, *Nélson e Cecília*, assim como no mestrado, volto a agradecer pelo presente mais importante que um filho pode receber: uma vida digna e honesta. Obrigado pelo exemplo de vida,

Ao meu sogro, *Dr. Joaquim*, exemplo profissional e de otimismo,

À minha sogra, *Regina*, novamente volto a agradecer pela constante atenção e preocupação com nossa família,

À *Roseli*, obrigado por continuar cuidando tão bem de nossas riquezas (*Víctor e Caio*),

# **AGRADECIMENTOS**

Ao *Prof. Dr. Luis Augusto Passeri*, pela formação, amizade e confiança depositada em mim.

Ao *Prof. Dr. Simonides Consani*, por me atribuir toda a atenção e boa vontade nos momentos que mais necessitei para confecção deste trabalho.

Ao *Prof. Dr. Osvaldo Magro Filho* da Faculdade de Odontologia de Araçatuba - Unesp, por deixar seus compromissos e ter se deslocado de tão longe; agradeço toda sua atenção e importante contribuição.

À *Prof. Dra. Vânia* agradeço a oportunidade de ter pessoa tão dedicada avaliando este trabalho.

Ao *Prof. Dr. José Ricardo de Albergaria Barbosa* por toda valiosa atenção, como já é de costume, dispensada na correção deste trabalho.

Ao *Prof. Dr. Roberto Henrique Barbeiro*, amigo de longa data, incentivador no início de minha formação, obrigado por ter prontamente aceitado auxiliar na correção deste trabalho.

Ao *Prof. Dr. Mário Alexandre Sinhoreti*, amigo de graduação, obrigado por toda atenção e por todo auxílio prestado na confecção deste trabalho, assim como na orientação de outros que estamos desenvolvendo.

Ao *Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques*, obrigado pelo interesse e sugestões, as quais foram importantes e prontamente atendidas.

Ao amigo *Prof. Dr. Renato Mazzonetto* pelo companheirismo no convívio diário.

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba-Unicamp, na pessoa do *Prof. Dr. José Ranali*, Diretor desta unidade.

Ao funcionário Marcos Blanco Cagiani, engenheiro da Área de Materiais Dentários, obrigado por todo auxílio nos trabalhos laboratoriais.

À *Sueli e Alda*, funcionárias do centro cirúrgico da Área de Cirurgia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, por toda dedicação, responsabilidade e atenção com que auxiliam no atendimento dos pacientes e a “garra” com que cuidam de nós.

Aos amigos da pós-graduação, *Prof. Roger, Maria Cândida, Carlitos e José Flávio* pelos anos de convívio que já se foram. Tenho certeza que estes momentos jamais serão esquecidos.

Aos novos amigos e alunos da pós-graduação *Eider, Laureano, Dinho, Alexandre, Edmur, Marcelo, Luís e Robson*. Há um ano disse que já era possível observar as qualidades pessoais e profissionais de cada um. Hoje tenho certeza disto. Espero que permaneçam com toda esta vontade de aprender.

A *DEUS*, por ter permitido o meu convívio com todos vocês,

*obrigado.*

# SUMÁRIO

	FOLHA
LISTAS	1
LISTAS DE TABELAS	2
LISTA DE FIGURAS	3
ESQUEMAS	3
QUADROS	3
LISTA DE GRÁFICOS	4
LISTA DE ABREVIATURAS	5
RESUMO	7
1.INTRODUÇÃO	10
2.REVISÃO DA LITERATURA	14
3. PROPOSIÇÃO	45
4. METODOLOGIA	47
4.1 . MATERIAIS	48
4.2 . MÉTODO	49
5. RESULTADOS	56
6. DISCUSSÃO	64
7. CONCLUSÕES	75
SUMMARY	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
APÊNDICE	91

**LISTAS**

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1. - Médias da resistência à tração (MPa) da união esmalte-botão ou *bracket*, em função do tempo de armazenagem (comparação de acessório dentro de cada tempo), independente do compósito utilizado. **Folha -----59**

Tabela 2. - Médias da resistência à tração (MPa) da união esmalte-botão ou *bracket*, em função da resina e tempo de armazenagem (comparação de acessório dentro de cada tempo). **Folha -----60**

Tabela 3. - Médias da resistência à tração (MPa) da união esmalte-botão ou *bracket*, em função do acessório e tempo de armazenagem (comparação de resina dentro de cada tempo). **Folha -----62**

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. - Dente fixado em resina acrílica dentro de tubo de P.V.C.

Folha -----50

Fig 2. Botão metálico e *bracket* de policarbonato antes de serem fixados a coroa dos elementos dentais.

Folha-----53

Figura 2. - Corpo de prova fixado aos mordentes da máquina Otto Wolper Werke para teste de tração.

Folha -----55

## LISTA DE ESQUEMA

Esquema 1. - Distribuição dos períodos de armazenagem e do ensaio de tração.

Folha -----51

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1. - Descrição das combinações compósito/sistemas adesivos/botões metálicos/*bracket* de policarbonato usados no estudo.

Folha-----49

Quadro 2. - Análise de variância.

Folha-----57

## LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão ou *bracket* (MPa), independente da resina utilizada e do tempo de armazenagem. **Folha -----56**

Gráfico 2. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (MPa), com as duas resinas utilizadas nos tempos de 1, 30 e 90 dias de armazenagem. **Folha -----57**

Gráfico 3. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-*bracket* (MPa), com as duas resinas utilizadas nos tempos de 1, 30 e 90 dias de armazenagem. **Folha -----58**

Gráfico 4. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (MPa), nos tempos de 1, 30 e 90 dias de armazenagem, para cada resina. **Folha -----59**

Gráfico 5. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-*bracket* (MPa), nos tempos de 1, 30 e 90 dias de armazenagem, para cada resina. **Folha -----60**

**LISTA DE ABREVIATURAS**

°C	Grau Celsius
mm/min	milímetros por minuto
%	porcentagem
N	Normal
kg	quilograma
kg/cm	quilograma por centímetro
X	vezes
EDTA	etilanolodiamino tetra-acetato de sódio
4-META	4-metacrioloxietil trimelato anidro
BIS-GMA	Bisfenol-A Glicidil Metacrilato
nm	nanômetro
I.S.O.	Organização Internacional de Padronização
P.V.C.	Polivinil Cloreto rígido

mW/cm<sup>2</sup>

miliwatt por centimetro quadrado

MPa

Mega Pascal

## **RESUMO**

O tratamento cirúrgico-ortodôntico de dentes inclusos visa levar o elemento dentário para a correta posição na arcada dentária, sem causar danos aos demais elementos dentais adjacentes, restabelecendo a estética e a função. Além de uma adequada técnica cirúrgica, a correta colagem do botão ou *bracket* ortodôntico, para tracionar o dente, é fundamental para se obter sucesso no tratamento. Este trabalho tem como objetivo verificar a eficiência de quatro procedimentos de colagem, avaliados através de um teste de tração *in vitro*. A amostragem constituiu-se de 132 dentes (pré-molares e caninos), em cujas faces vestibulares realizou-se condicionamento ácido e lavagem da superfície com água destilada. Em seguida, a colagem do botão ou *bracket* ortodôntico foi efetuada com resina composta fotopolimerizável ou quimicamente polimerizável, nos seguintes grupos: 1) botão + resina fotopolimerizável (Z-100, 3M); 2) botão + resina quimicamente polimerizável (Concise, 3M); 3) *bracket* de policarbonato + resina fotopolimerizável (Z-100, 3M); e, 4) *bracket* de policarbonato + resina quimicamente polimerizável (Concise, 3M). Após 24 horas, em estufa (37°C) e 100% de umidade relativa do ar, cada amostra foi submetida a termociclagem (100 ciclos com temperatura variando entre 5°C a 60°C) e armazenadas nos períodos de 1, 30 e 90 dias. Após estes períodos foi efetuado o teste de tração na máquina de ensaio Otto Wolpert, a uma velocidade de 6mm/min., até ocorrer descolagem do botão ou *bracket*. Os resultados

obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, de 5% de significância. Através da análise dos resultados pode-se concluir que a colagem do botão ortodôntico independente da resina utilizada, proporcionou maior resistência à tração. No entanto, o grupo que apresentou os piores resultados (colagem de *bracket* com resina Concise), ainda pode ser adequado para o tracionamento, tendo em vista a pequena força de tração aplicada clinicamente.

UNITERMOS: Dente incluso, tração dentária, resina fotopolimerizável, resina quimicamente polimerizável

# **1. INTRODUÇÃO**

O crescimento constante que ocorre no cérebro aumenta o volume da caixa craniana às expensas dos maxilares. A linha pré-pituitária, que nas formas pré-humanas, descrevia uma curva acentuada desde a frente, e que era deprimida até os maxilares protrusos, tem-se tornado quase vertical no homem moderno, à medida que vem diminuindo o número de dentes (KRUGER, 1984)<sup>27</sup>. Autores, como ARCHER (1967)<sup>3</sup>, referem-se a redução gradual do tamanho dos maxilares como fator causador das inclusões dentais.

A falta de estímulo funcional para o desenvolvimento dos maxilares, decorrente de hábitos alimentares constituídos de alimentos cozidos, cremosos ou pastosos, é apontado como um dos principais fatores para o menor desenvolvimento dessas estruturas. Portanto, um grande número de pessoas vêm apresentando dentes inclusos. Entretanto, não se deve entender as inclusões dentárias como simples sequela evolutiva da espécie. Vários fatores locais, fisiológicos e patológicos, também proporcionam dificuldades para o processo eruptivo dentário. Desta forma, através da identificação e reconhecimento das causas das inclusões dentárias, pode-se estabelecer condutas terapêuticas que visem devolver a harmonia estética e funcional dos arcos dentários. Na região anterior da maxila, o canino é o dente mais comum, entre os

encontrados em inclusão e o segundo dente incluso mais comum nos maxilares (KRUGER, 1984)<sup>3</sup>.

Considerando a grande incidência de caninos superiores inclusos, e tendo em vista, as alterações estéticas, mecânicas, infecciosas e tumorais que eles podem causar, faz-se necessário o planejamento e tratamento dessas inclusões dentais. Esse tratamento pode ser radical, com a extração do dente, ou conservador, onde pode-se utilizar recursos cirúrgicos e ortodônticos, possibilitando a permanência, em função, do elemento dentário, antes incluso (KIM, 1964<sup>25</sup>; NANDA & MEROW, 1966<sup>37</sup>). Uma forma de tratamento conservador dos dentes inclusos é através do tracionamento ortodôntico que pode ser realizado quando o dente já não se apresenta em fase ativa de erupção ou quando está em posição ectópica. Para tanto, empregam-se aparelhos ortodônticos fixos e/ou removíveis. Por razões cirúrgicas conservadoras realizamos, sempre que possível, a tração por *brackets* ou botões.

Além disso, deparamo-nos com dúvidas à respeito da eficácia de alguns materiais usados para a colagem ortocirúrgica. Dentre elas, podemos citar como exemplo, a utilização da resina composta fotopolimerizável na colagem de botões metálicos, cujo emprego tem gerado dúvidas quanto à eficácia da união, tanto ao esmalte quanto ao botão metálico. A literatura tem mostrado que a luz visível emitida pelo aparelho fotopolimerizador não penetra em superfícies metálicas e

opacas (CHENG et al., 1989<sup>11</sup>). Como consequência, ocorre incompleta polimerização da resina sob essas superfícies (SARGISON et al., 1995<sup>47</sup>). Entretanto, alguns trabalhos demonstraram que a polimerização das resinas fotopolimerizáveis abaixo do botão metálico ocorre por transluminação, pois o dente permite boa condução da luz (TAVAS & WATTS, 1979<sup>55</sup>; KING et al., 1987<sup>26</sup>). Ainda, existe a necessidade de se avaliar os efeitos da armazenagem das resinas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis em diferentes períodos e, principalmente, como comportam frente as ações de fatores extrínsecos, como a força de tração.

## **2. REVISÃO DA LITERATURA**

Desde a introdução da técnica de colagem após uso de ácido por BUONOCORE (1955)<sup>9</sup>, os sistemas de união têm sido aplicados em todas disciplinas da Odontologia (SINHORETI, 1995)<sup>50</sup>. Uma das formas de aplicação é a união de *brackets* ortodônticos. Esta técnica reduziu enormemente a utilização de bandas ortodônticas. Na literatura é conhecido que a interface adesivo-*bracket* é a condição que limita adesividade e união dos *brackets* ortodônticos com o esmalte (KETTLE, 1958)<sup>24</sup>.

A efetividade da união das resinas restauradoras aos tecidos mineralizados do dente tem sido assunto de pesquisas, por aproximadamente 40 anos. BUONOCORE (1955)<sup>5</sup>, demonstrou que a resistência de união, entre resina acrílica restauradora e o esmalte dentário, aumentava significativamente após o condicionamento da superfície de esmalte com ácido ortofosfórico a 85%. Outro estudo, mostrou que a qualidade da alteração superficial do esmalte, produzida pelo condicionamento ácido melhorou quando utilizado ácido ortofosfórico, em concentrações que variaram de 30 a 40% (SILVERSTONE, 1974)<sup>48</sup>. Estudos recentes indicam que o tempo de condicionamento de apenas 15 segundos, não produz diferenças qualitativas na morfologia superficial do esmalte e na resistência de união com o compósito. Na realidade, este procedimento simples, promove uma dissolução da região central e/ou bordas dos prismas de

esmalte, onde a resina fluida é capaz de penetrar e após a polimerização, formar uma união mecânica com o esmalte (BARKMEIER et al., 1986<sup>6</sup>; GLASSPOLE & ERICKSON, 1986<sup>16</sup>).

BUONOCORE (1955)<sup>9</sup> apresentou um método simples para aumentar a união da resina acrílica à superfície de esmalte. Verificou que a união de discos de resina acrílica à superfície do esmalte era maior quando este tecido era condicionado com ácido ortofosfórico a 85%, por 30 segundos, em relação às amostras que não recebiam nenhum tratamento ácido prévio à colocação de resina acrílica. O autor explicou que o fenômeno ocorreu em função do grande aumento da área superficial, devido a ação do ataque ácido, além do aumento da capacidade de umedecimento da superfície, permitindo assim, contato íntimo da resina acrílica com o esmalte.

NEWMAN (1965)<sup>38</sup> citou o sucesso das colagens diretas de *brackets* plásticos sobre o esmalte dentário. Neste artigo, o autor descreve como vantagens o aumento da estética, a menor descalcificação do esmalte dentário e a diminuição do custo do aparelho.

GWINNETT & MATSUI (1967)<sup>18</sup> verificaram através de microscopia eletrônica de transmissão e microscopia óptica, se havia relação física entre esmalte condicionado e adesividade dentário. Para isto, utilizaram 32 dentes humanos, incisivos e caninos superiores, que foram divididos

em 8 grupos. Cada dente teve a superfície vestibular delimitada e condicionada com o líquido de cimento de fosfato de zinco, por dois minutos, sendo em seguida lavados e secados. Foi aplicado, em cada grupo, um dos oito adesivos de esmalte estudados e esperado polimerizar. As amostras de cada grupo foram então desmineralizadas, com ácido clórico 0,1N e preparadas para a observação. Os autores, observaram que houve a formação de filamentos ("tags") na interface material/esmalte. A origem destes filamentos foi consequência da penetração do agente adesivo dentro das bordas ou prismas do esmalte descalcificado e posterior polimerização. Ainda, segundo os autores, esta penetração pode encapsular os cristais do esmalte e promover uma efetiva e permanente união mecânica, além de proteger o esmalte contra novas dissoluções.

LEE et al. (1971)<sup>28</sup> desenvolveram e avaliaram um adesivo resinoso à base de poliuretano que deveria servir como agente de união para as restaurações de resina composta. Segundo os autores, um adesivo ideal deveria impedir a separação na interface dente-material restaurador, provocada pela contração de polimerização do composto. Além disso, deveria reter a restauração na cavidade quando esta sofresse forças externas. A escolha, do adesivo à base de poliuretano, pelos autores, foi devida à boa resistência de união deste material, sob condições de alta umidade por longo período. Além disso, é de fácil manuseio e

quimicamente estável. Neste estudo, foi aplicada uma camada de adesivo sobre o esmalte condicionado com ácido cítrico a 50%. Após 5 minutos, uma camada de resina composta com 85% de carga iônica, foi aplicada. Nesta parte laboratorial do estudo, foi verificada a resistência de união ao esmalte e dentina, além de observar-se, com o uso de microscopia eletrônica de varredura, a estrutura dentário e a adaptação da restauração. Uma parte clínica também foi conduzida, onde a união com estrutura dentária não suportou totalmente os esforços mastigatórios e térmicos, criando fendas na interface dente-restauração, além de hidrolizar-se facilmente.

NEWMAN (1973)<sup>39</sup> considerou que a fixação ideal do *bracket* é conseguida com “a colagem firme, tanto no lado da estrutura dentário quanto do *bracket*, especialmente frente às forças de impacto e tração, podendo ser removido pelo ortodontista sem destruir a integridade da superfície do esmalte”. Para provar a validade de suas afirmações, o autor realizou um estudo *in vitro*, colando *brackets* com sete diferentes resinas, em 210 incisivos inferiores bovinos e submetendo-os ao teste de tração nos períodos de 1, 30 e 90 dias após efetuada a colagem. Os melhores resultados foram obtidos com 90 dias de armazenagem (14,48 kg), seguidos de 30 dias (13,92 kg) e 1 dia (13,59 kg).

SILVERSTONE (1975)<sup>49</sup> demonstraram “*in vitro*” que a exposição do esmalte dentário humano à soluções ácidas produziram três padrões

básicos de condicionamento. No mais comum, classificado como padrão 1, o centro dos prismas de esmalte foram preferencialmente removidos, deixando as bordas dos prismas relativamente intactas. No padrão classificado como tipo 2, as bordas periféricas dos prismas de esmalte foram preferencialmente removidas, deixando a região central dos prismas relativamente intactas. No padrão classificado como tipo 3, co-existiram regiões correspondentes ao padrão tipo 1 e 2. Assim, os resultados sugeriram que não existiu um padrão específico de condicionamento ácido produzido na superfície do esmalte dentário humano, e que algumas diferenças produzidas pelos ácidos são difíceis de serem explicadas, em função da variação da composição química e da orientação dos cristais dos prismas de esmalte.

GARN (1976)<sup>15</sup> também relata as vantagens da colagem direta de *brackets* sobre esmalte, em relação às bandas ortodônticas, como tendo melhor estética, causando menor irritação gengival, favorece a higiene bucal, com menor descalcificação ao redor do *bracket* colado, redução ao custo do aparelho e menor tempo para colagem do *bracket*. Citou, ainda, as características ideais de um material de colagem como sendo a longevidade desta, manter-se estável às variações das forças, resistente aos efeitos do meio bucal e permitir ser facilmente removido, sem causar danos ao esmalte. Neste mesmo estudo, compararam a eficácia da colagem dos *brackets*, utilizando 124 metálicos e 73

plásticos, na maxila, em 10 pacientes após sete meses de colagem. Observaram 100% de sucesso com *brackets* metálicos e 89% com *brackets* plásticos.

REYNOLDS & VON FRAUNHOFER (1976)<sup>44</sup> acreditam que a grande variação dos valores obtidos nos testes de tração *in vitro* trazem grande dificuldade de relacionar os resultados estatísticos com as condições clínicas, tornando difícil prever o comportamento do adesivo frente às necessidades clínicas. Utilizaram pré-molares para colagem de *brackets* com resina quimicamente ativada. Os resultados da resistência à tração mostraram que a grande maioria das fraturas ocorre na interface do adesivo com o *bracket*. No entanto, os valores obtidos, de resistência à tração (28,84 kg/cm a 182,69 kg/cm), são aceitáveis para movimentação ortodôntica na atividade clínica

FAUST et al. (1978)<sup>13</sup> desenvolveram um estudo *in vitro* sobre a resistência à tração de treze diferentes materiais de colagem de *brackets*, sobre o esmalte, os quais foram armazenados durante 24 horas em água à 37°C. Após teste de resistência à tração, os autores observaram que a maioria das fraturas ocorrem na interface esmalte-*bracket*.

SOETOPO et al. (1978)<sup>51</sup> investigaram o efeito da concentração do ácido fosfórico sobre a resistência à tração no esmalte e verificaram a

penetração dos adesivos dos materiais Concise Enamel Bond System (3M), Restodent (Lee Pharmaceuticals) e Nuva System (Caulk-Dentsply), na interface esmalte condicionado/resina. Esta superfície foi condicionada com ácido fosfórico nas concentrações de 2%, 7,5%, 16%, 40% e 60% por um mesmo período de tempo, lavadas por 15 ou 60 segundos e secas. Em seguida, foi aplicado um dos adesivos, sobre o qual foi confeccionado um cilindro de resina composta. As amostras foram levadas a uma máquina de ensaios universal (Instron) a uma velocidade de 1 mm/min.. Para a observação da penetração do adesivo no esmalte condicionado, as amostras foram dissolvidas após imersão em ácido clórico por 1 hora e em seguida foram feitos cortes histológicos da interface esmalte/resina para observação em microscópio de luz polarizada, com 500X de aumento. Pelos resultados, os autores verificaram que o tempo de lavagem do ácido fosfórico é um fator que influencia na resistência de união. Nas concentrações de 16% e 30%, o tempo de lavagem de 60 segundos propicia melhor resistência de união ao esmalte do que o tempo de 15 segundos, o que não ocorreu com a concentração de 2%. Em média, os mais altos valores de resistência de união foram obtidos com a concentração do ácido variando entre 7,5% a 40%. Os autores concluíram que a penetração da resina no esmalte condicionado formando, "tags", não é um fator principal na resistência da união da resina ao esmalte. Isto, segundo os autores, por não terem

observados nenhuma penetração do adesivo dentro do esmalte quando se usou ácido fosfórico à 2%, e uma resistência de união foi alcançada quando o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico à 40%, onde houve formação de "tags". Eles sugerem que pode existir uma união secundária entre o adesivo e o esmalte, juntamente com o imbricamento mecânico promovido, no caso, pelos "tags".

HOCEVAR (1979)<sup>21</sup> relatou que as falhas de colagem geralmente ocorrem por deficiência de técnica. O erro mais comum na técnica de colagem é a contaminação por saliva. Assim, sugeriu que para a obtenção de uma técnica de melhor qualidade, o dente deve estar o mais seco possível e isolado, o tempo de condicionamento ácido deve ser reduzido para 30 segundos e na base do *bracket* deve ser utilizado o mínimo de material.

FUSAYAMA et al. (1979)<sup>14</sup> desenvolveram um novo equipamento para ensaio de tração e avaliaram as propriedades adesivas do Clearfil Bond System-F, comparando com as resinas Adapitic Total System e Concise Enamel Bond. As superfícies do esmalte e dentina, de incisivos centrais superiores e oclusal de molares, humanos, foram preparadas por desgaste até obtenção de superfície plana. Os dentes foram estocados em água e secos imediatamente antes do uso. As superfícies foram condicionadas com ácido fosfórico à 40%, por 60 segundos e em seguida lavadas e secas. A aplicação dos materiais, sobre as superfícies

preparadas, seguiram as instruções do fabricante. A maioria das amostras foram imersas em água a 37°C, 10 minutos após a restauração e armazenadas, por uma semana, um mês e três meses, antes de serem submetidas a tração. Os autores concluíram que a resina Clearfil produziu aumento significativo da união com esmalte e dentina sendo superior aos outros materiais estudados. Além disso, o condicionamento ácido sobre a superfície de esmalte e dentina aumentou, consideravelmente, a resistência de união, sendo que no esmalte a união aumentou gradualmente com o tempo, quando as amostras foram armazenadas em água.

TAVAS & WATTS (1979)<sup>55</sup> preocupados com o tempo de trabalho limitado para posicionar o *bracket* na colagem com resinas quimicamente ativadas, desenvolveram um trabalho *in vitro*, colando-os com resina fotopolimerizável. No momento da colagem do *bracket*, o feixe de luz foi aplicado, 45° em relação à face oclusal, de forma que a resina fosse polimerizada por transluminação. Após 24 horas armazenados em água à 37°C, as amostras foram submetidas ao teste de cisalhamento. Os resultados mostraram resistência ao cisalhamento de 3 kg por área de fixação de 0,12 cm<sup>2</sup>, enquanto os trabalhos na literatura mostram uma força, máxima, ortodôntica de 1,5 kg ou seja 12,5 kg/cm<sup>2</sup>.

BARKMEIER et al. (1986)<sup>6</sup> avaliaram o esmalte condicionado, pelo ácido fosfórico à 37%, na forma de gel, durante 15 e 60 segundos, através da observação das características morfológicas da superfície, pelo microscópio eletrônico de varredura e pela determinação de resistência ao cisalhamento, usando uma resina restauradora fotopolimerizável. Quarenta dentes pré-molares, humanos, foram desgastados com lixas de granulação 240 e 600, até adquirir uma superfície plana e divididos em dois grupos de 20 dentes. Após a profilaxia, as amostras do grupo 1 foram condicionadas com ácido fosfórico à 37%, por 15 segundos, e as do grupo 2, por 60 segundos. Em seguida foi aplicado agente de união (Prisma Bond), seguido pela inserção do compósito (Prisma-fill), através de uma matriz plástica cilíndrica (3mm de altura x 3,7mm de diâmetro), polimerizado e o corpo de prova armazenado, em água destilada por, 7 dias, à 37°C. Em seguida, as amostras foram tracionadas em uma máquina de tração Instron, usando velocidade de 5mm por minuto. As fotomicrografias, em microscopia eletrônica de varredura, demonstraram que não existiu diferença no padrão de condicionamento ácido do esmalte entre os tempos de 15 e 60 segundos. Os resultados, também, mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa ( $P < 0,05$ ) na resistência ao cisalhamento na superfície do esmalte condicionado durante 15 ou 60 segundos.

VIAZIS (1986)<sup>57</sup> considera, além de outras vantagens já citadas, que o *bracket* é fácil de ser colado em dentes inclusos ou parcialmente inclusos, que as radiografias de controle ortodôntico ou pós-operatório podem ser realizadas com mínima distorção ou prejuízo de visualização causados pelas bandas e, ainda, da possibilidade de se colar *brackets* por lingual.

KING et al. (1987)<sup>26</sup> desenvolveram um estudo *in vitro* para comparar a resistência à tração de *brackets* colados com resinas fotoativas e resinas quimicamente ativadas. Obtiveram como resultado a maior resistência à tração utilizando resinas quimicamente ativadas. No entanto, constataram que as resinas fotopolimerizáveis demonstram resistência suficiente para serem submetidas às forças mastigatórias e ortodônticas.

BARKMEIER et al. (1987)<sup>5</sup> determinaram a resistência de união de *brackets* ortodônticos sobre a superfície do esmalte condicionado com solução de ácido fosfórico, à 5% e 37%. Foram utilizados 20 dentes humanos, pré-molares, que foram divididos em 4 grupos de 5 cinco dentes cada. No grupo 1, as amostras foram condicionadas com ácido fosfórico à 5% (Lee Cleanse & Bond) por 15 segundos. No grupo 2, as amostras foram condicionadas com a mesma solução, mas durante 60 segundos. No grupo 3, as amostras foram condicionadas por 60

segundos, com ácido fosfórico à 37% (L. D. Caulk). No grupo 4, as amostras foram condicionadas por 60 segundos com ácido fosfórico à 37% (Lee Cleanse & Bond). Os resultados indicaram que não houve diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência de união entre as amostras condicionadas durante 15 ou 60 segundos, mesmo quando foram condicionadas com ácido fosfórico à 5% ou 37%. Foram feitas também fotomicrografias das superfícies após o condicionamento ácido com estas soluções e ficou evidente a diferença nos padrões produzidas com cada solução. Mesmo assim, os valores de resistência de união foram semelhantes.

CHENG et al. (1989)<sup>11</sup> desenvolveram um experimento, *in vivo*, onde tentaram simular, ao máximo, a situação de colagem na clínica. Avaliaram as variações de tempo de exposição à luz e distância da fonte de luz sobre a polimerização de resinas fotoativas, para colagem de *brackets*. Utilizaram três tempos de exposição: 20, 40 e 60 segundos. As amostras foram removidas dos pacientes e armazenadas, por uma semana, em local escuro, evitando o risco da polimerização continuar por efeito da luz ambiente. As amostras foram submetidas a um teste de microdureza em uma máquina Vickers, com carga de 5 g durante 30 segundos. Foram feitos 5 testes, em cada amostra, no sentido cérvico-oclusal, com a finalidade de verificar qual a influência da distância da fonte de luz quanto à polimerização. Concluíram que os compósitos,

quando polimerizados, em uma situação clínica de colagem de *brackets*, têm uma pequena redução de polimerização, quando comparados à fonte de luz direta a resina. O aumento de tempo de 20 segundos para 60 segundos apresentou um aumento na dureza mas, mesmo assim, não há qualidade ideal de polimerização ou completa polimerização. Ainda relata, que a polimerização é maior na região incisal (mais próximo a fonte de luz) quando comparado a região cervical (mais distante da fonte de luz).

MJOR & FEJERSKOV (1990)<sup>33</sup> descreveram os aspectos físicos e químicos do esmalte dentário e da dentina. Em condições fisiológicas, o esmalte dentário recobre a parte do dente que está exposto ao meio bucal. É o tecido mais mineralizado e portanto, o mais duro do corpo humano. No esmalte maturado, o conteúdo inorgânico representa 96% a 97% do peso, sendo o restante material orgânico e água. Como o componente mineral pesa três vezes mais que o componente orgânico, 12% são água e cerca de 2% do volume total são formados pela matriz orgânica. O componente orgânico é constituído de proteínas solúveis e insolúveis e peptídios que estão presentes em quantidades aproximadamente iguais. A proteína solúvel representa a fração protéica do esmalte que é dissolvida quando o esmalte é desmineralizado em EDTA (etileno diamino tetra-acetato de sódio) ou em ácido orgânico fraco. A proteína insolúvel remanescente pode ser observada em

microscópio. A densidade do esmalte diminui a partir da junção amelodentinária e da borda incisal para a margem cervical. Além disso, o esmalte é mais duro na borda incisal, diminuindo em direção a margem cervical. Este padrão básico, com relação à densidade e à dureza reflete a distribuição das proteínas do esmalte, e a principal propagação da formação e mineralização do esmalte durante o seu longo período de formação.

NAKABAYASHI et al. (1991)<sup>36</sup> verificaram em seu estudo, através de microscopia eletrônica de varredura, a formação da chamada "camada híbrida" em dentina e esmalte, utilizando adesivo contendo o 4-META (4-metacrioloxietil trimelitato anídrico) em sua composição. Os exames microscópicos do esmalte revelaram um achado surpreendente, segundo os autores. De acordo com a teoria normalmente aceita da formação de "tags", o pré tratamento do esmalte com ácido fosfórico cria retenções mecânicas pela dissolução do material interprismático. O adesivo penetra, então, nas microrretenções e cria uma união mecânica com o esmalte. Neste estudo, os autores observaram que além disso, há uma penetração do adesivo ao redor dos prismas, encapsulando-os. Uma análise química desta interface mostrou que os "tags" são formados puramente de resina e que no final dos "tags" há a presença de uma delgada camada, onde a resina impregna o material interprismático, formando uma mistura de resina e esmalte. Eles chamaram esta zona de

transição de "camada híbrida" em esmalte. Esta camada mostrou-se, ainda, muito resistente à dissolução ácida com o ácido clorídrico, e talvez, segundo os autores, confere uma certa resistência à cárie.

RETIEF (1992)<sup>45</sup> relatou em um simpósio, algumas aplicações clínicas dos adesivos em esmalte. Ele afirmou que um tratamento superficial do esmalte, com ácidos, é necessário para oferecer uma melhora na união entre a resina restauradora e o esmalte. O condicionamento ácido do esmalte resulta em um significativo aumento na superfície da área disponível para união e aumenta o umedecimento da região. Clinicamente a aparência do esmalte condicionado é uma área esbranquiçada e fosca. Esta aparência indica que o esmalte foi devidamente condicionado. Normalmente o ácido fosfórico é o ácido de escolha, mas é possível que os outros ácidos, como pirúvico e o maleico, sejam muitos usados no futuro. O autor ainda diz que há controvérsia sobre qual concentração seria a mais adequada para o ácido fosfórico. Quando concentrações acima de 27% são usadas, há formação de um subproduto chamado monohidrato fosfato monocálcio, enquanto concentrações abaixo de 27% resultam de dihidrato fosfato dicálcio. O primeiro subproduto é muito solúvel e seria facilmente lavado em situações clínicas. Já o segundo subproduto é menos solúvel e se não for completamente removido após a lavagem, pode interferir na união da resina composta com o esmalte condicionado. O outro aspecto

ressaltado pelo autor foi o fato de que o dente a ser restaurado, deveria estar isolado com um lençol de borracha para prevenir a contaminação com a saliva antes e após o condicionamento ácido do esmalte. Se a saliva contaminar o esmalte após o condicionamento ácido, novo condicionamento deverá ser realizado, apesar de alguns estudos verificarem que uma leve contaminação com saliva não afeta a resistência de união com o esmalte.

SURMONT et al. (1992)<sup>53</sup> realizaram um estudo avaliando a resistência de união ao cisalhamento de *brackets* ortodônticos unidos ao esmalte de dentes de humanos através de cinco sistemas de união. Nos cinco grupos, contendo 16 dentes cada grupo, 8 dentes foram condicionados por um período de 15 segundos e 8 dentes, restantes, por 60 segundos. O tempo de 60 segundos foi escolhido por ser universalmente recomendado, enquanto 15 segundos foi considerado um período possivelmente curto para um adequado condicionamento do esmalte dentário. Em todos os casos a aparência de "branco gelo" no esmalte foi observado. Para todos, os seguintes passos os produtos foram utilizados de acordo com a instrução do fabricante. Em todos grupos de 16 dentes foi utilizado um destes sistemas de união: Lee Bond (Lee Pharmaceutical), Concise (Dentário Products) , Super C (AMC Manufacturing), Achieve ("A" -CO., Johnson & Johnson), Panavia EX (Kuraray Co.). Após a utilização dos sistemas de união, as amostras

foram termocicladas (100 ciclos variando a temperatura de 4°C a 56°C) numa tentativa de simular o meio bucal. Em seguida, estas amostras foram armazenadas em água a 37°C por uma semana. Para o teste de resistência de união ao cisalhamento, as amostras foram montadas em uma máquina de teste universal (Instron 1195) numa velocidade de 0,5mm / minuto até uma fratura ser observada. A força empregada foi medida em kilogramas e convertida em MegaNewtons por metros quadrados. Os resultados do trabalho mostraram não haver diferença na resistência de união ao cisalhamento estatisticamente significativa entre os dentes condicionados com 15 ou 60 segundos com um dos sistemas de união. Panavia Ex mostrou uma significativa diferença à todos os outros produtos com uma maior resistência de união ao cisalhamento nos tempos de 15 e 60 segundos de condicionamento ácido.

Com o avanço na química dos polímeros, apareceram as resinas compostas (compósitos) modernas para restaurações diretas. Estas resinas baseiam-se no BIS-GMA ou resina de uretano dimetacrilato. Elas são reforçadas por cargas inorgânicas e suas propriedades são nitidamente superiores às das resinas acrílicas sem carga. Por este motivo, os compósitos virtualmente substituíram as resinas acrílicas sem carga para restaurações de dentes (PHILLIPS, 1993) 42<sup>42</sup> 424242.

O material composto ou compósito é geralmente formado de dois constituintes insolúveis um no outro. A combinação de materiais cria um

produto com propriedades superiores ou intermediárias àquelas dos componentes originais. São exemplo de materiais compostos naturais à dentina e ao esmalte do dente, onde o colágeno é a matriz e a carga são os cristais de hidroxiapatita. A diferença nas propriedades entre os dois tecidos é devida à relação matriz/carga ser diferente (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

As resinas podem ser polimerizadas por ativação química ou por uma energia externa, como calor ou luz. Os materiais ativados quimicamente são fornecidos em duas pastas, uma das quais contém peróxido de benzoíla como iniciador e a outra a amina terciária (N-N dimetil-p toluidina), que é o ativador. Quando as duas pastas são espatuladas, a amina reage com o peróxido de benzoíla formando radicais livres, iniciando a polimerização (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

O primeiro sistema de ativação por luz utilizou as radiações ultravioletas (UV) para formar radicais livres. Este sistema de UV teve problemas em função da limitada profundidade de penetração destas radiações na resina, bem como não penetrar nas estruturas do dente. Esta penetração limitada da luz significa que a resina poderia não ficar adequadamente polimerizada, exceto quando se tratasse de camadas muito finas e que permitissem o acesso direto da fonte de luz (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.



Subsequentemente, o sistema de ativação por luz visível foi desenvolvido, aumentando grandemente a possibilidade de se polimerizar porções mais espessas. Assim, ele substituiu totalmente o sistema por luz UV. As resinas compostas ativadas por luz visível são atualmente mais largamente usadas do que aquelas ativadas quimicamente (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

As resinas compostas ativadas por luz são apresentadas como uma pasta única contida em uma seringa. O sistema de iniciação por radicais livres consiste em uma molécula fotoativadora e em uma amina ativadora, que são contidas na pasta. Quando estes dois componentes são expostos à luz, eles interagem. Entretanto, quando expostos a uma luz com comprimento de onda adequado, produz-se um estado de excitação do fotoiniciador, o qual interage com a amina para formar os radicais livres. Um fotoiniciador comumente usado é a canforoquinona, que tem um nível de absorção entre 400 e 500nm. Esta região corresponde ao azul no espectro da luz azul visível (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

Existe uma diferença significativa entre as resinas quimicamente ativadas e as ativadas por luz. Os materiais que são iniciados quimicamente têm a capacidade de sofrer a polimerização em toda extensão da resina. Já aqueles que são iniciados pela luz irão polimerizar-se somente na região que receber uma intensidade de luz

suficiente. Isto resulta numa profundidade de polimerização limitada (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

Numerosos sistemas de classificação dividem as resinas composta. Um sistema em uso divide o material em categorias com base na média do tamanho das partículas do seu agente de carga principal, como é mostrado no Quadro abaixo (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup> :

Categoria	Média do tamanho das partículas (micrometros)
1- Convencional	8-21
2- Partículas pequenas	1-5
3- Micropartículas	0,04-0,4
4- Híbridas	1,0

As resinas compostas convencionais são também chamadas de tradicionais ou de macropartículas. Este último termo é devido ao tamanho relativamente grande das partículas de carga. As partículas de carga ficam cercadas por uma quantidade apreciável de matriz de resina (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

Ao comparar as propriedades de um compósito convencional com as resinas acrílicas sem carga, observa-se uma melhora significativa na estrutura da resina composta. A resistência à compressão foi substancialmente melhorada, devido à transferência de tensões para as partículas de carga, o que faz com que esta propriedade seja 4 a 5 vezes maior do que a das resinas acrílicas sem carga. De maneira semelhante, o módulo de elasticidade é 4 a 6 vezes maior, a resistência à tração é o dobro, a sorção de água é menor, o mesmo acontecendo com a contração de polimerização, que é reduzida, em aproximadamente, 2% em volume. A dureza é consideravelmente maior do que a das resinas acrílicas sem carga, aproximadamente 55KHN (número de dureza Knoop), enquanto o das resinas acrílicas é de 15KHN. Este aumento é devido tanto ao reforço pela carga, como à estrutura da resina que tem ligações cruzadas (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

As resinas compostas com micropartículas apresentam propriedades físicas e mecânicas inferiores às resinas compostas convencionais, com exceção da resistência à compressão. Isto é de esperar, desde que aproximadamente 50% em volume do material é a resina. Quanto maior for a quantidade de resina em relação à carga, maiores serão a sorção de água e o coeficiente de expansão térmica linear, e em contrapartida haverá a diminuição do módulo de elasticidade. A diminuição de resistência à tração pode estar relacionada com a propagação da fratura

ao redor das partículas de carga unidas deficientemente. Com isto, nas situações onde haverá concentrações de tensões, o potencial de fratura é maior (PHILLIPS, 1993)<sup>42</sup>.

AASEN & ARIÓ (1993)<sup>1</sup> compararam a resistência de união de dois sistemas de união ao esmalte e dentina, variando a concentração e tempo de aplicação do agente condicionador. Foram utilizados os ácidos fosfórico e maleico em cinco diferentes concentrações e tempos de aplicação. A seguir, foram confeccionados cilindros de resina composta sobre a área tratada. As amostras foram então levadas a máquina de tração para a realização do ensaio de cisalhamento. Os resultados foram analisados estatisticamente e concluíram que para as concentrações e tempos de aplicação estudados, o ácido maleico promoveu uma resistência de união equivalente àquela produzida pelo ácido fosfórico.

AASRUM et al. (1993)<sup>2</sup> realizaram estudo fazendo colagem de *bracket* (American Orthodontics) em 100 pré-molares com duas resinas quimicamente ativadas - Concise (3M) e Saga Bond (Saga Orthodontics) - e três resinas fotoativas - Transbond (3M), Heliosit Orthodontic (Vivadent) e VP 862 (Vivadent). As amostras foram submetidas ao teste de tração, após 24 horas e 6 meses de colagem. Os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa, entre as resinas fotopolimerizáveis, após 24 horas de colagem. No entanto, as resinas

quimicamente ativadas apresentaram maior resistência à tração com 24 horas e 6 meses de colagem quando comparado a qualquer resina fotopolimerizável.

OILO (1993)<sup>40</sup> relatou em seu estudo, fatores que podem afetar os valores de resistência de união, em estudos laboratoriais, como o tipo de ensaio utilizado, tempo de estocagem das amostras, tipo e qualidade do substrato e forma de manipulação do material. Quanto aos tipos de ensaios empregados, temos dois que são os mais conhecidos e descritos nas especificações da I.S.O.. O primeiro é o ensaio de tração, no qual a força de trabalho é aplicada num ângulo de 90° (perpendicular) com a superfície do dente. O segundo, é o ensaio de cisalhamento, na qual a força de trabalho é aplicada paralelamente à superfície do dente. Segundo o autor, comparando os dois ensaios, o ensaio de resistência ao cisalhamento, em alguns casos, exibe resultados mais altos do que o teste de resistência a tração. Já para outros casos, os valores são confusos devido à variabilidade de fatores que podem afetar a união, como tipo e os detalhes de cada ensaio, o tipo e a qualidade de esmalte e dentina, as condições de estocagem antes do ensaio, e a qualidade do material, bem como sua forma de manipulação. O autor conclui no seu estudo que uma padronização dos ensaios é necessária e urgente, para se obter valores comparáveis, capazes de serem usados por cirurgiões dentistas e futuramente ajudar na melhora de sistemas adesivos.

OILO & AUSTRHEIM (1993)<sup>41</sup> compararam o efeito de dois testes de resistência de união sobre o esmalte e dentina: cisalhamento e tração. Também avaliaram as condições de armazenagem das amostras sobre os valores de resistência de união. Para isto utilizaram 4 sistemas adesivos com as respectivas resinas compostas, divididos em 4 grupos: Gluma - Pekafill (Bayer), Scotchbond 2 - Silux Plus (3M), Scotchbond Multi Purpose - Silux Plus (3M), e Syntac - Heliomolar (Vivadent). As amostras foram confeccionadas a partir de dentes humanos, do grupo dos terceiros molares. Após aplicado os sistemas adesivos em cada grupo, cada um destes, foi subdividido em três subgrupos. No primeiro, foi feito o teste de tração após estocagem de 24 horas; no segundo, foi feito o teste de cisalhamento após 24 horas de estocagem; e no terceiro subgrupo, foi feito o teste de cisalhamento após termociclagem. Os resultados obtidos foram analisados e mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa, entre os dois tipos de testes usados com o tempo de estocagem de 24 horas. Além disso, foi observado que o valor de resistência de união ao cisalhamento não foi alterado para o produto Gluma, quando houve a termociclagem, o que não ocorreu para os produtos Scotchbond Multi-Purpose e Syntac, que tiveram valores mais altos, e o Scotchbond 2, apresentou resultados mais baixos, quando submetido a termociclagem. Neste estudo, os autores concluíram que tanto o teste de resistência à tração e ao

cisalhamento, parecem mostrar valores comparáveis e são testes igualmente representativos para um estudo "in vitro" dos sistemas adesivos.

TAM & PILLIAR (1993)<sup>54</sup>, verificaram a resistência de união à tração de quatro sistemas adesivos sobre dentina de elementos dentais de boi e observaram, com o auxílio de microscopia eletrônica de varredura, o padrão de fratura na interface dentina-compósito. Os sistemas adesivos utilizados foram o All Bond 2 (Bisco), o Scotchbond Multi-Purpose (3M Dentário), o Scotchbond 2 (3M Dentário) e o Prisma Universal Bond 3 (Caulk/Dentsply). Este último foi utilizado somente em esmalte, como controle. As resinas compostas usadas foram as recomendadas pelos fabricantes, ou seja, a Bis Fil (Bisco) e a P-50 (3M Dentário). Após a confecção das amostras, elas permaneceram por 24 horas em água, à 37°C, até serem levadas a uma máquina de testes universal Instron. Os resultados mostraram que o material All Bond 2 obteve os mais altos valores de resistência à tração em dentina, seguido pelo material Scotchbond Multi-Purpose e por último o Scotchbond 2. As observações feitas, em microscopia eletrônica de varredura revelam que o padrão de fratura mais comum ocorrido ao longo da interface resina composta-dentina, foi do tipo coesivo no adesivo, pois os "tags" de adesivo que penetram nos túbulos dentinários se romperam junto à superfície dentinária.

TRIOLO et al. (1993)<sup>56</sup> avaliaram a resistência de união ao cisalhamento do compósito Z-100 (3M) ao esmalte condicionado com ácido fosfórico, à 35%, ácido maleico, à 10% e com solução de ácido oxálico, á 1,6% + nitrato de alumínio à 2,6%, durante três períodos de tempo, ou seja, 15, 30 ou 60 segundos. Também verificaram o efeito do "primer" do sistema Scotchbond Multi-Purpose (3M) sobre a resistência ao cisalhamento. Para isto utilizaram 90 dentes molares, de humanos, que foram incluídos em anel de P.V.C. utilizando resina acrílica autopolimerizável. As superfícies proximais dos dentes foram desgastadas com discos de diamantes 918B-220 (Brasseler, USA) até ficarem paralelas e com uma área plana de esmalte, totalizando 180 áreas de união. Os dentes foram divididos aleatoriamente em três grupos de acordo com tipo de condicionamento utilizado. Ainda, cada grupo foi dividido em três subgrupos, de acordo com o tempo de condicionamento utilizado. Após o condicionamento ácido, em metade das amostras foi aplicado o "primer" do Scotchbond Multi-Purpose e, em todas, foi aplicado o adesivo do mesmo produto. Logo após, foram confeccionados cilindros (3mm de altura x 2,9mm de diâmetro) do compósito restaurador Z-100 com o auxílio de uma matriz plástica. As amostras ficaram armazenadas em água destilada, à temperatura ambiente, por 24 horas, até serem termocicladas 300 vezes em banhos de água entre 5°C e 55°C. Em seguida, foram levadas a uma máquina de

tração Instron com uma velocidade de 5mm/min.. Os resultados obtidos foram analisados pelo teste - t Student's e mostraram que, com o tempo de condicionamento de 60 segundos, todos os grupos tiveram média de resistência ao cisalhamento similares. No entanto, com 30 segundos de condicionamento, o grupo tratado com solução de ácido oxálico a 1,6% + nitrato de alumínio a 2,6%, obteve média estatisticamente mais baixa que os demais grupos. Já com o tempo de condicionamento de 15 segundos, o grupo tratado com ácido fosfórico, obteve média de cisalhamento superior aos demais grupos. Os autores ainda verificaram neste estudo, que o uso do "primer" do Scotchbond Multi-Purpose sobre o esmalte condicionado, teve um mínimo efeito sobre a resistência ao cisalhamento.

GOES (1994)<sup>17</sup> desenvolveu um trabalho de tese com o objetivo de avaliar a qualidade de condicionamento promovido pelos ácidos fosfórico a 35% e 10% e maleico a 10% sobre a superfície do esmalte e dentina, após 15 e 60 segundos de tratamento, usando microscópio eletrônico de varredura e ensaios de resistência ao cisalhamento. Para isso, foram utilizados 78 dentes caninos, pré-molares e molares de humanos, -cujas raízes foram seccionadas e as coroas dentárias remanescentes incluídas com resina acrílica ativada quimicamente em tubos de P.V.C.. Após condicionamento ácido, as amostras foram lavadas, secas e aplicado o Scotchbond Primer e Adesivo, conforme a

indicação do fabricante, e o compósito restaurador Z100 (3M) foi inserido, em três camadas, cada uma polimerizada por 40 segundos. Os corpos de prova foram armazenados a 37°C e 100% de umidade relativa durante 24 horas e submetidos ao ensaio de resistência ao cisalhamento em máquina de tração Otto Wolpert Werke, a uma velocidade de 6mm/min.. As superfícies do esmalte condicionado foram revestidas com ouro-paládio sob alto vácuo para observação em microscopia eletrônica de varredura. As fotomicrografias da superfície do esmalte mostraram que os ácidos fosfórico a 35% e a 10% produziram padrão morfológico semelhantes após 15 ou 60 segundos de condicionamento; enquanto que o tratamento com ácido maleico a 10%, por 15 segundos, produziu um aspecto topográfico superficial significativamente diferente. No entanto, após 60 segundos de condicionamento, o padrão morfológico tornou-se semelhante àquele produzido pelos ácidos fosfóricos a 35% e 10%. Os resultados mostraram que a média de resistência ao cisalhamento na superfície do esmalte condicionado com ácido fosfórico a 10%, durante 15 segundos, foi significativamente superior ( $P < 0,05$ ) do que o ácido fosfórico a 35% e ácido maleico a 10%. Para o esmalte condicionado com ácido maleico, durante 60 segundos, os valores médios foram estatisticamente superiores ( $P < 0,05$ ), em relação aos valores produzidos na superfície de esmalte condicionada com ácido fosfórico a 10% e a 35% que são estatisticamente diferentes entre si

( $P < 0,05$ ), em relação aos valores obtidos após 60 segundos de tratamento.

SARGISON et al. (1995)<sup>47</sup> consideram como vantagem o tempo de trabalho ilimitado das resinas fotoativas. Assim, o profissional tem mais tranquilidade para posicionar o *bracket*, bem como para remover os excessos de resina. Porém os autores acreditam na dificuldade de polimerização sob o *bracket*, sendo que esta ativação depende do tempo e exposição da resina à luz do fotopolimerizador, além da opacidade da resina utilizada. Isso implica em uma menor resistência à colagem da resina. Com o surgimento da resina Dual, o profissional têm a vantagem do tempo de trabalho mais longo, com uma polimerização completa sob o *bracket*, devido aos dois sistemas de ativação da resina; químico e fotopolimerizável. Neste trabalho, os autores testaram a resistência ao cisalhamento das resinas quimicamente ativadas, fotopolimerizáveis e Dual. As resinas fotopolimerizáveis e Dual foram ativadas pela luz, por 40 segundos. Após colados os *brackets*, as amostras foram armazenadas à 37°C em água destilada, por 24 horas e, em seguida, submetidas ao teste de cisalhamento. Os resultados obtidos foram 4,28 kg para as resinas quimicamente ativadas, 5,11 kg para as resinas fotopolimerizáveis e 7,97 kg para a resina Dual.

GUEDES-PINTO (1997)<sup>19</sup> avaliou a resistência ao cisalhamento de três materiais de colagem de *brackets* ortodônticos, sendo uma resina

quimicamente ativada (Concise Ortodôntico-3M), uma resina fotopolimerizável (Z-100 - 3M) e uma resina Dual (3M). As amostras foram então submetidas ao teste de cisalhamento após 10 minutos e 24 horas da colagem. Os resultados mostraram que houve diferença estatística entre os três tipos de resina, para os dois tempos de armazenamento. O sistema de colagem mais resistente foi promovido pelo Concise Ortodôntico, seguido pela resina fotopolimerizável Z-100 e o menos resistente foi o cimento resinoso Dual. Com relação ao tempo de armazenamento, houve diferença estatisticamente significativa, com os três materiais; com maior resistência no período de 24 horas, provavelmente, devido à contínua conversão dos radicais livres.

### **3. PROPOSIÇÃO**

O objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência à tração da união entre esmalte aos botões e *brackets* ortodônticos, usados para tracionamento de dentes inclusos, utilizando resina compostas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis em diferentes tempos de armazenamento.

## **4. METODOLOGIA**

#### 4.1 MATERIAIS

Foram utilizados 132 dentes caninos e pré-molares humanos não cariados, extraídos por razões ortodônticas, periodontais ou cirúrgicas. Os dentes foram submetidos à profilaxia, usando pasta de pedra pomes e água com escova tipo pincel, em velocidade de baixa rotação, e armazenados em soro fisiológico à temperatura ambiente, até o início do experimento.

Também foram utilizados dois compósitos, recomendados para uso em esmalte e dentina, juntamente com o sistema adesivo e o condicionador ácido específico indicados pelo fabricante, para as colagens de botões metálicos e *brackets* de policarbonato. As combinações dos compósitos/sistemas adesivos/botões metálicos e *brackets* de policarbonato são vistas na Quadro 1.

Quadro 1. Descrição das combinações compósito/sistemas adesivos/botões metálicos/*brackets* de policarbonato usadas no estudo.

<b>COMBINAÇÕES</b>		
<b>Compósito</b>	<b>Sistema adesivo</b>	<b>Botões metálicos</b>  <b><i>Brackets</i> de policarbonato</b>
<u>Z-100</u> (3M Dental Products-St. Paul, MN)	<u>Scotchbond Multi Purpose</u> (3M Dental Products-St. Paul)	<u><i>Brackets</i> de policarbonato</u>  <u>Botões metálicos</u>  (Ormco)
<u>Concise</u> (3M Dental Products-St. Paul, MN)	<u>Concise</u> (3M Dental Products-St. Paul, MN)	<u><i>Brackets</i> de policarbonato</u>  <u>Botões metálicos</u>  (Ormco)

## 4.2 MÉTODO

As raízes dos dentes foram seccionadas com discos de carbetto de sílicio (Viking) e as coroas remanescentes fixadas com resina acrílica ativada quimicamente (Clássico, Artigos Odontológicos Ltda) em cilindros de P.V.C. (Tigre S.A.), com 24 mm de altura por 20 mm de diâmetro externo, com a face vestibular voltada para cima e projetada

1 mm além da borda do cilindro de P.V.C.. Em seguida, estes cilindros foram perfurados para possibilitar sua adaptação, após os períodos de armazenagem, à máquina de tração (Figura 1).

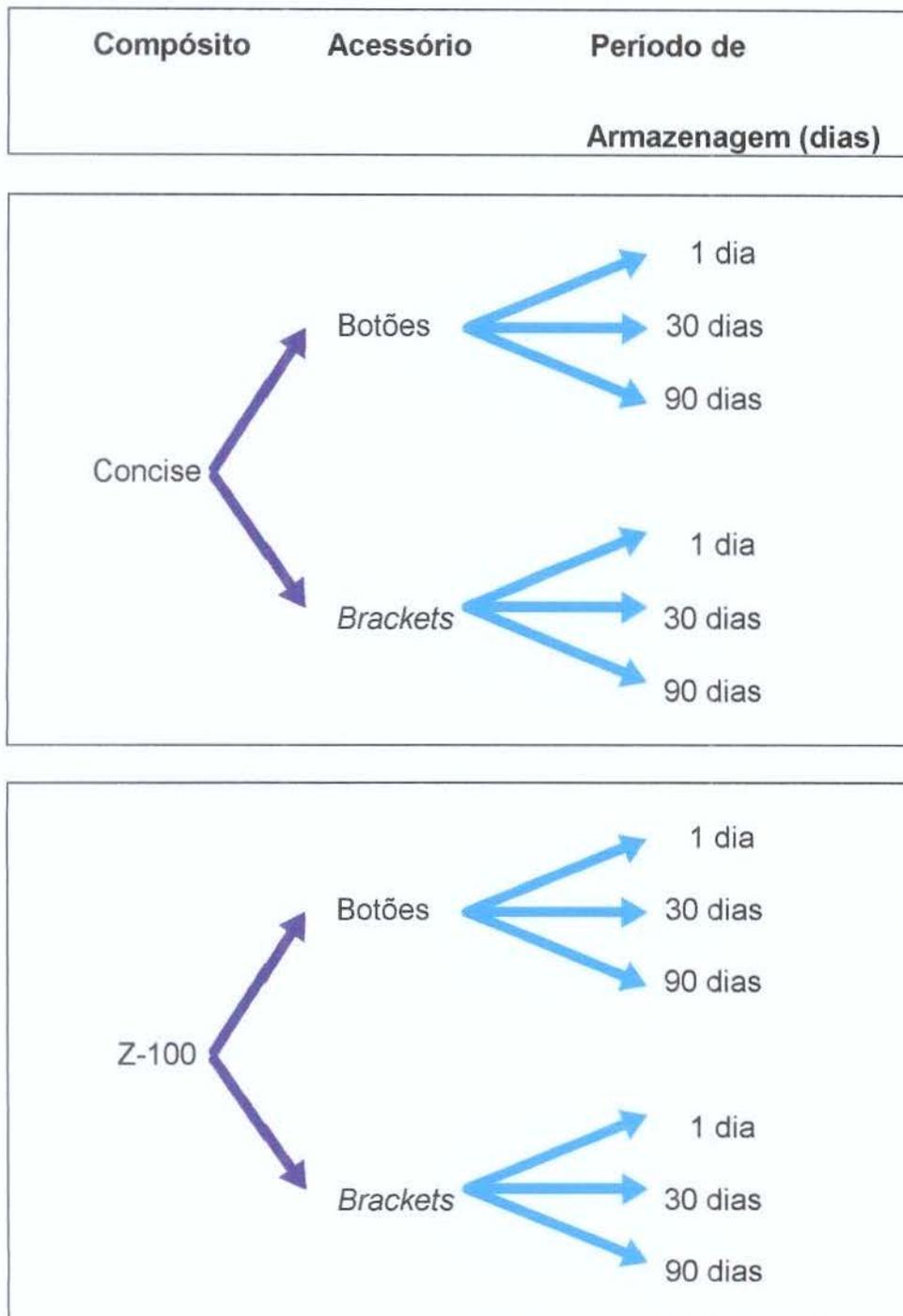


Figura 1. - Dente fixado em resina acrílica dentro de tubo de P.V.C.

Nesta fase do experimento, as amostras foram divididas em 2 grupos de 66 dentes (grupo Z-100 e grupo Concise). Cada grupo foi dividido em 2 subgrupos de 33 dentes (subgrupo utilizando *brackets* de policarbonato e outro utilizando botões metálicos). Cada subgrupo foi submetido à três períodos de armazenagem (1, 30 e 90 dias), com 11 dentes para cada período. Após, cada período de armazenagem, as

amostras foram submetidas aos ensaios de resistência à tração, segundo o esquema 1.

Esquema 1. - Distribuição dos tempos de armazenagem e ensaio de tração.



As 132 amostras foram submetidas aos agentes ácidos condicionadores pelo tempo indicado pelos fabricantes de cada sistema. A aplicação dos agentes condicionadores foi realizada com seringa e, em seguida, as superfícies das amostras lavadas, com auxílio de seringa tríplex ar/água, por 15 segundos e secas com jatos de ar, pelo mesmo período.

No segundo passo do procedimento para o grupo Z-100, uma fina camada do agente de união Scotchbond Multi Purpose foi aplicado sobre a superfície do esmalte, usando pincel. A camada de adesivo foi suavemente espalhada com jato de ar e polimerizada pela exposição à luz visível (Visilux 2, 3M), durante 15 segundos, como preconizado pelo fabricante.

Já para o grupo Concise, o agente de união foi obtido misturando 1 gota da resina A com 1 gota da resina B, o qual foi aplicado com pincel sobre a superfície do esmalte condicionado e aguardou-se 60 segundos, tempo de polimerização indicado pelo fabricante.

Em seguida, o compósito usado com cada sistema adesivo foi aplicado na base do botão metálico ou *bracket* de policarbonato, após manipulação de acordo com as instruções do fabricante, em uma única camada, com auxílio de um instrumento plástico, em quantidade suficiente para evitar excessos. A resina ativada por luz (Z-100) foi polimerizada durante 40 segundos, usando o aparelho Visilux 2 (3M

Dental Products Division, St. Paul, MN), com intensidade de luz de 530  $\text{mW/cm}^2$ , monitorizada por um radiômetro (Dimetron, Research Corporation). No caso do Concise, a ativação química promoveu a polimerização do material. Os acessórios, antes de serem fixados, podem ser observadas na figura 2.

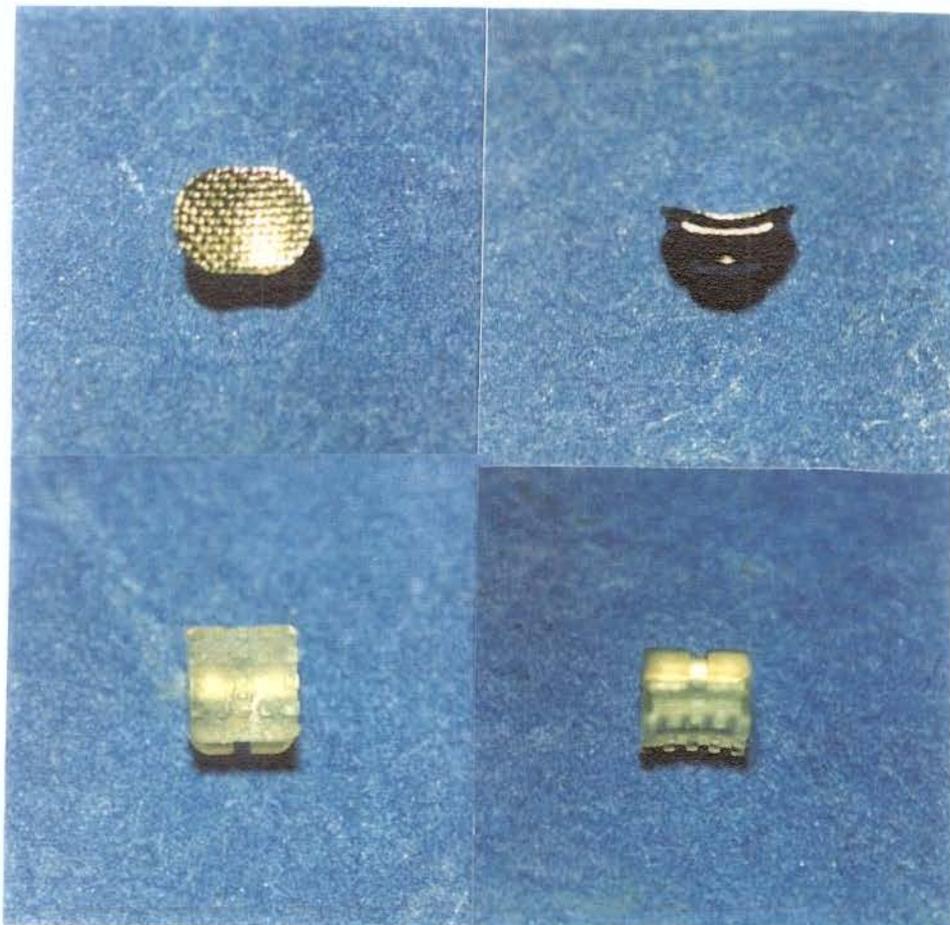


Figura 2. - Botão metálico e *bracket* de policarbonato antes de serem fixados a coroa dos elementos dentais.

Após 24 horas da colagem dos botões e *brackets*, as amostras foram submetidas à ciclagem térmica (100 ciclos com temperaturas variando da seguinte maneira cada ciclo: 30 segundos inicialmente à 37°C, 30 segundos à 60°C, novamente 30 segundos à 37°C, 30 segundos à 5°C e finalmente concluindo 1 ciclo com 30 segundos à 37°C), numa tentativa de simular a variação térmica ocorrida no meio bucal e acelerar o envelhecimento das amostras.

Logo após, as amostras foram aleatoriamente divididas em grupos de 1, 30 e 90 dias, armazenados a 37°C e 100% de umidade relativa, em estufa (Haraeus - Alemanha). No final desses tempos, foram submetidas ao ensaio de resistência de união numa máquina de tração Otto Wolpert Werke (Alemanha), a uma velocidade de 6 mm / minuto. Para isso, a amostra, foi fixada aos mordentes da máquina de ensaio por meio de um pino de aço perpendicularmente ao longo eixo do tubo de P.V.C., adaptado ao mordente inferior da máquina por meio de barras metálicas cilíndricas. No mordente inferior foram fixadas as extremidades de uma alça confeccionada com fio metálico ortodôntico, de 0,25 mm de diâmetro, que envolvia o *slot* do botão ou *bracket* aderidos ao esmalte (Figura 3). Os valores de resistência à tração foram transformadas em  $\text{kg/cm}^2$ , dividindo a carga necessária para romper a união pela área da base do botão ( $0,1134 \text{ cm}^2$ ) ou

*bracket* ( $0,1128 \text{ cm}^2$ ). Posteriormente esses valores foram divididos por dez (9,8) e, sendo assim, convertidos em unidade MPa.

Os dados obtidos no ensaio de tração foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey, ao nível de 5% de significância.

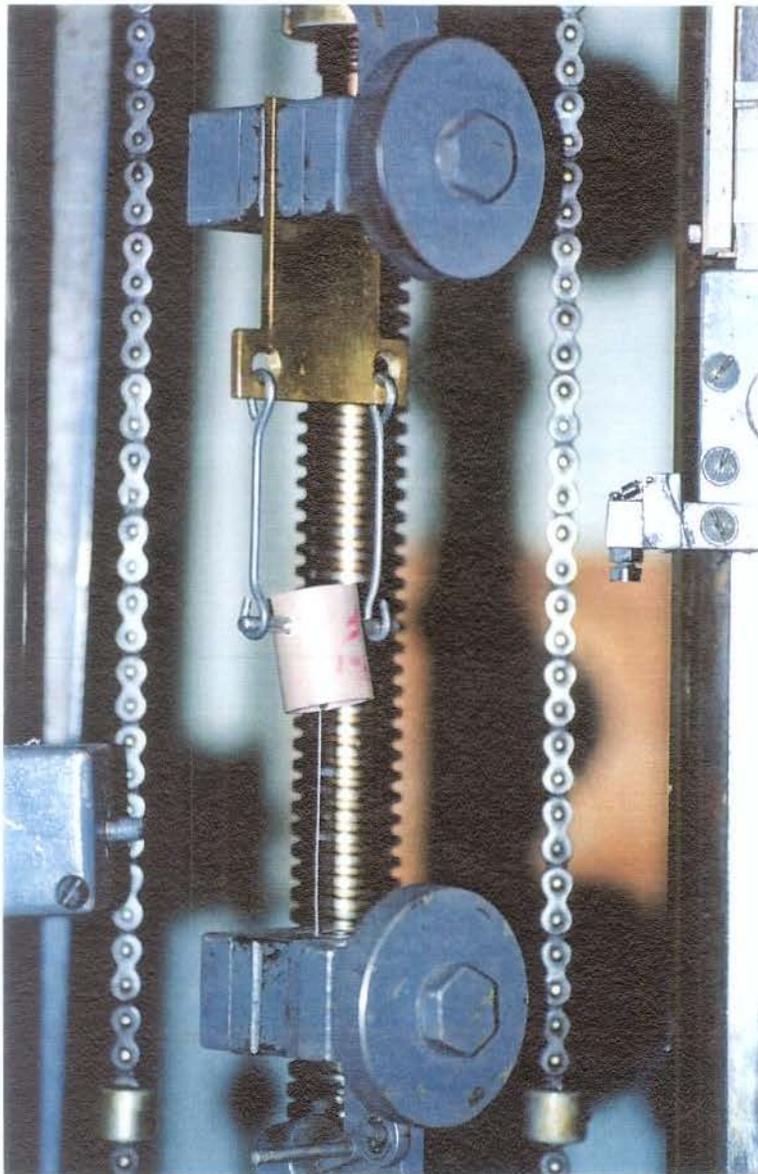


Figura 3. - Corpo de prova fixado aos mordentes da máquina Otto Wolpert Werke, para o teste de tração.

## **5. RESULTADOS**

Os dados deste experimento foram submetidos à análise de variância (Quadro 2) e ao teste de Tukey, com 5% de significância, onde foram considerados os fatores resina, acessório de colagem e tempo de armazenagem.

QUADRO 2 - Análise de variância

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR DE F	PROB. >F
TEMPO	2	14.60	7.30	4.08	0,018
RESINA	1	2.76	2.76	1.54	0.21
ACESSÓRIO	1	1664.38	1664.38	931.14	0.0001
TEMPO x RESINA	2	42.02	21.01	11.75	0.00010
TEMPO x ACESSÓRIO	2	33.24	16.62	9.29	0.00037
RESINA x ACESSÓRIO	1	18.89	18.89	10.57	0.00188
TEMPO x RESINA x ACESSÓRIO	2	33.02	16.51	9.23	0.00038
RESÍDUO	120	214.49	1.78		
<b>TOTAL</b>	<b>131</b>	<b>2023.43</b>			

Média geral = 5.889

Coefficiente de variação = 22.701%

Observa-se na Tabela 1 e no Gráfico 1, que a resistência à tração resultante da colagem do botão foi significativamente superior à resistência obtida no *bracket*, para as duas resinas, independente do tempo. No período de 30 dias, a resistência à tração do botão foi

estatisticamente diferente e superior aos obtidos com 1 dia e 90 dias, sem diferença estatística entre os valores obtidos com *bracket*, em função do tempo de armazenagem. Pela Tabela 2 e pelo Gráfico 2 verifica-se que houve um aumento significativo na resistência à tração na colagem do botão com Z-100 de 1 dia para 30 e 90 dias, e estes não significativos entre si. Já, na colagem do botão com Concise não houve diferença significativa da resistência à tração entre 1 dia e 30 dias; porém observou-se um decréscimo significativo da resistência aos 90 dias. Ainda na tabela 2 e no Gráfico 3, verifica-se que não houve diferença significativa na resistência à tração entre os tempos de armazenagem quando os *brackets* foram fixados com Z-100 ou com Concise. Pode-se observar ainda que a resistência à tração da colagem do botão com Z-100 ou Concise foi estatisticamente superior ao da colagem do *bracket*, nos três tempos de armazenagem.

TABELA 1. Médias da resistência à tração (MPa) da união esmalte-botão ou *bracket*, em função do tempo de armazenagem (comparação de acessório dentro de cada tempo), independente do composito utilizado.

ACESSÓRIO	TEMPO (dias)		
	1	30	90
BOTÃO	8,49 a B	10,52 a A	9,30 a B
BRACKET	2,52 b A	2,37 b A	2,11 b A

As médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna, e maiúsculas na linha diferem estatisticamente ao nível de 5%.

Tração (MPa)

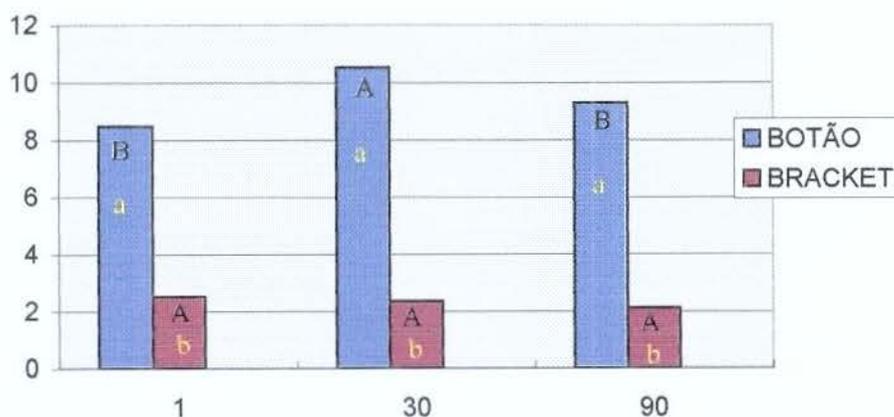


Gráfico 1. - Valores médios e resistência à tração da união botão e *bracket* (MPa) independente da resina e do tempo de armazenagem. Letras maiúsculas distintas entre colunas iguais e minúsculas distintas entre colunas diferentes significam diferença estatística ao nível de 5%.

TABELA 2. Médias da resistência à tração (MPa) da união esmalte-botão ou *bracket*, em função do resina e tempo de armazenagem (comparação de acessório dentro de cada tempo).

TEMPO (DIAS)	RESINA			
	Z-100		CONCISE	
	BOTÃO	BRACKET	BOTÃO	BRACKET
1	7,07 b B	3,12 b B	9,91 a A	1,93 b B
30	10,10 a A	2,38 b B	10,93 a A	1,84 b B
90	10,44 a A	3,07 b B	8,17 b B	1,67 b B

As médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna, e maiúsculas na linha diferem estatisticamente ao nível de 5%.

Tração (MPa)

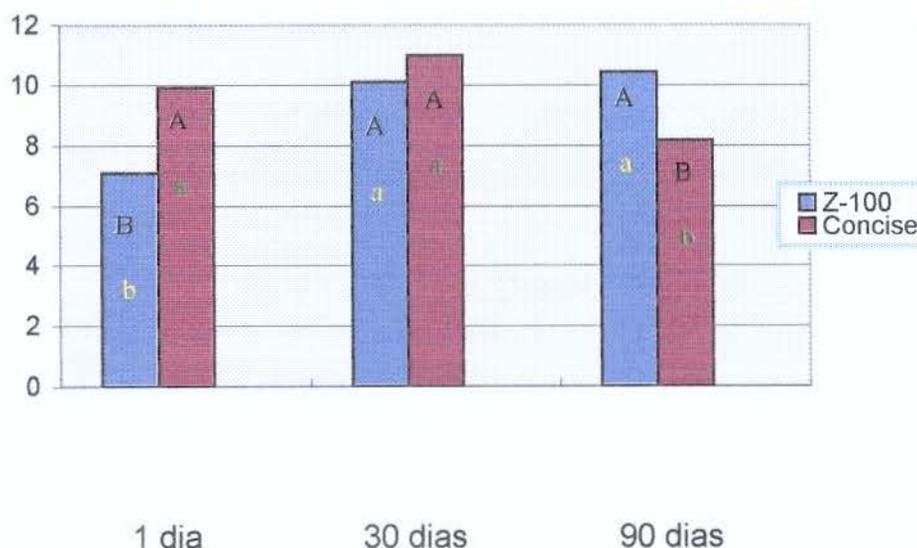


Gráfico 2. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (MPa) com as duas resinas nos tempos 1, 30 e 90 dias de armazenagem. Letras maiúsculas distintas entre colunas diferentes e minúsculas distintas de cores iguais significam diferença estatística ao nível de 5%.

## Tração (MPa)

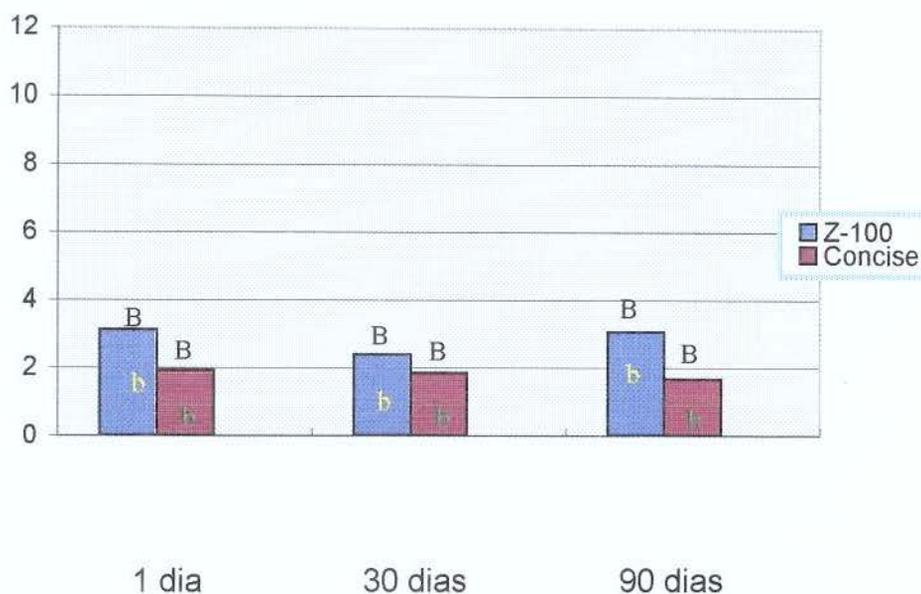


Gráfico 3. - Valores médios da resistência à tração da união esmalte-*bracket* (MPa) com as duas resinas nos tempos 1, 30 e 90 dias de armazenagem. Letras maiúsculas distintas entre colunas diferentes e minúsculas distintas de cores iguais significam diferença estatística ao nível de 5%.

Na Tabela 3 e Gráfico 4, pode-se mostrar que a resistência à tração resultante da colagem de botão com Z-100, foi significativamente menor com 1 dia de armazenagem e significativamente menor aos 90 dias quando realizada a colagem de botão com Concise.

TABELA 3. Médias da resistência à tração (MPa) da união esmalte-botão ou *bracket*, em função do acessório e tempo de armazenagem (comparação de resina dentro de cada tempo).

TEMPO	ACESSÓRIO			
	BOTÃO		BRACKET	
	Z-100	CONCISE	Z-100	CONCISE
1	7,07 b B	9,91 a A	3,12 b B	1,93 b B
30	10,10 a A	10,93 a A	2,38 b B	1,84 b B
90	10,44 a A	8,17 b B	3,07 b B	1,67 b B

As médias seguidas por letras distintas minúsculas na coluna, e maiúsculas na linha diferem estatisticamente ao nível de 5%.

Tração (MPa)

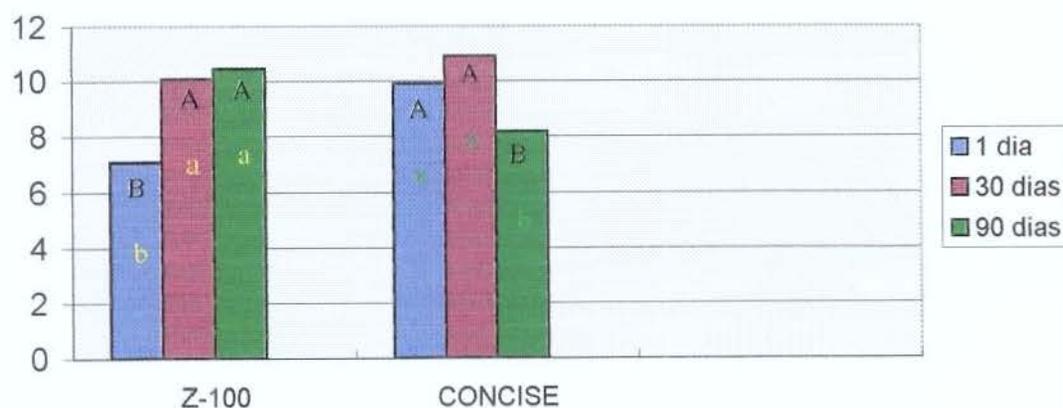
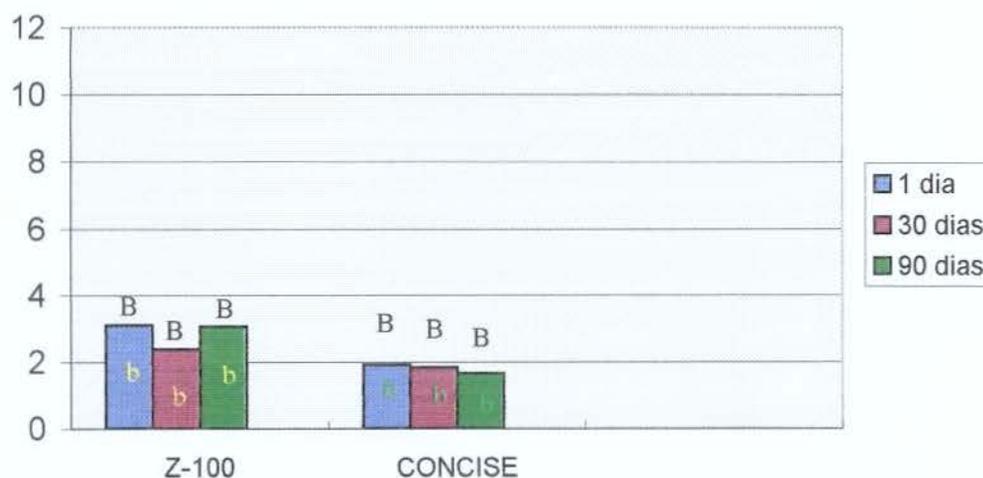


Gráfico 4. - Valores médios de resistência à tração da união esmalte-botão (MPa) nos tempos de 1, 30 e 90 dias de armazenagem para cada resina. Letras maiúsculas distintas entre colunas diferentes e minúsculas distintas de cores iguais significam diferença estatística ao nível de 5%.

Ainda observa-se na Tabela 3 e Gráfico 5, que a resistência à tração não diferiu significativamente entre os três tempos para o acessório *bracket*, tanto para a colagem com resina Z-100 como para a colagem com resina Concise.

Tração (MPa)



Resina

Gráfico 5. - Valores médios de resistência à tração da união esmalte-*bracket* (MPa) nos tempos de 1, 30 e 90 dias de armazenagem para cada resina. Letras maiúsculas distintas entre colunas diferentes e minúsculas distintas de cores iguais significam diferença estatística ao nível de 5%.

## **DISCUSSÃO**

O manejo dos caninos inclusos é um dos problemas mais complexos na Ortodontia (STUANI et al. 1995)<sup>52</sup>. A presença do canino superior é vital para a função e a estética do paciente, portanto sua manutenção deve ser considerada quando do diagnóstico ortodôntico (LEWIS, 1971<sup>30</sup>; HEYDT, 1975<sup>20</sup>). Deve ser enfatizado que a extração do canino apinhado por vestibular, com aparência antiestética, está contra-indicado. Tal extração pode levar a melhora temporária na estética, mas pode complicar e comprometer a oclusão funcional do paciente. A extração do canino incluído, embora raramente realizada, pode ser considerada em situações de anquilose, apresentar reabsorção interna ou externa, raiz extremamente dilacerada, inclusão muito severa, oclusão aceitável com o 1º pré-molar na posição do canino, alterações patológicas e o paciente não aceitar o tratamento ortodôntico (BISHARA et al., 1976<sup>8</sup>; BISHARA, 1992<sup>7</sup>).

O posicionamento orto-cirúrgico de dentes inclusos depende de prévia exposição cirúrgica associada ou não ao tracionamento do dente. O transplante, do ponto de vista ortodôntico, é contra-indicado para o posicionamento dental (SAAD-NETO et al., 1985)<sup>46</sup>. Isto se deve às reabsorções, alterações patológicas sobre a superfície radicular do dente (AZAZ & SHTEYER, 1978)<sup>4</sup>, o que pode culminar com a sua perda. A exposição cirúrgica sem tração, geralmente é

indicada para pacientes jovens, aproveitando a força eruptiva dos dentes (MOREIRA-NETO & TAMBURUS, 1978)<sup>35</sup>, quando o incluso têm espaço para erupcionar no arco dental e está em posição alveolar (MEJIA, 1976)<sup>31</sup>. O tracionamento ortodôntico pode ser realizado quando o dente já não se apresenta em fase ativa de erupção ou quando está em posição ectópica. Para tanto, empregam-se aparelhos ortodônticos fixos e/ou removíveis. A técnica cirúrgica, via de regra, somente é confirmada após a exposição da coroa dental e observação de sua real posição em relação aos dentes vizinhos. Por razões conservadoras realizamos, sempre que possível, a tração por *brackets* ou botões. Alguns autores, utilizam amarrilho a nível do colo, perfurações coronárias (STUANI et al., 1995)<sup>52</sup> e tunelização da mucosa e osso para permitir a erupção sem "barreiras" (DEWEL, 1945)<sup>12</sup>. No entanto, estas técnicas podem trazer complicações ou, até mesmo, insucessos ao tratamento planejado, como reabsorção do colo dental, necrose pulpar, infecções e defeitos periodontais, respectivamente. Portanto, neste trabalho, procuramos efetuar a técnica de tração, através da colagem de acessórios pois, quando realizado *in vivo*, consideramos ser a técnica menos traumática aos tecidos bucais.

Além disso, no intuito de agilizar e facilitar o ato cirúrgico, de modo a proporcionar maior conforto aos nossos pacientes, deparamo-nos com dúvidas à respeito da eficácia de alguns materiais usados para a

colagem ortocirúrgica. Dentre elas, podemos citar como exemplo, a utilização da resina composta fotopolimerizável na colagem de botões metálicos, cujo emprego tem gerado dúvidas quanto à eficácia da união, tanto ao esmalte quanto ao botão metálico. A literatura tem mostrado que a luz visível emitida pelo aparelho fotopolimerizador não penetra em superfícies metálicas e opacas, como a do botão metálico e ainda depende da distância e do tempo de polimerização utilizado (CHENG et al., 1989)<sup>11</sup>. Como consequência, ocorre incompleta polimerização da resina sob essas superfícies (SARGISON et al., 1995)<sup>47</sup>. Entretanto, alguns trabalhos demonstraram que a polimerização das resinas fotopolimerizáveis abaixo do botão metálico ocorre por transluminação, pois o dente permite boa condução da luz (TAVAS & WATTS, 1979<sup>55</sup>; KING et al., 1987<sup>26</sup>). Porém, para que ocorra a transluminação é necessário expor cirurgicamente a face do dente oposta à da colagem. Este procedimento pode ocasionar danos teciduais, tornando a ferida cirúrgica extensa, com possíveis prejuízos aos elementos dentais adjacentes, além de ocasionar maior desgaste ósseo ao redor da coroa do dente, no qual se fará a colagem do acessório.

Em nosso trabalho, como pode-se observar na Tabela 1 e no Gráfico 1, as médias dos valores de resistência à tração obtidas na união esmalte botão foram significativamente maiores do que as obtidas na união do *bracket*, independente da resina utilizada. Por

outro lado, houve um aumento significativo na resistência à tração, do período de 1 dia para os de 30 e 90 dias, quando o botão foi fixado com resina composta Z-100 (Tabela 2 e Gráfico 2). Assim como exposto no trabalho de KING et al. (1987)<sup>26</sup>, também acreditamos que, apesar dos resultados com a associação botão-Z-100 serem piores em relação à associação botão-Concise, nos períodos de 1 dia e 30 dias de armazenagem, que esta resistência ainda é suficiente para ser utilizadas em situações que requeiram as forças ortodônticas. Este resultado pode estar baseado no fato da polimerização inicial ser deficiente, porque a luz foi impedida de se propagar através do botão metálico. Com a armazenagem de 30 dias, a conversão do monômero residual aumentou os valores de resistência à tração da colagem, mantendo-a sem diferença estatística com o período de 90 dias. Os valores de resistência à tração, mostrado pela união esmalte-botão, foram significativamente maiores quando comparados aos resultados apresentados pela união esmalte-*bracket*, ambos fixados com Z-100. Entretanto, nesta situação (*bracket* / Z-100), os valores de resistência à tração foram estatisticamente maiores e semelhantes nos 3 períodos de armazenagem do que com a associação *bracket* / Concise, condição que parece comprovar que a polimerização por ativação química foi suficiente para converter a totalidade dos radicais monoméricos livres, já nos estágios iniciais da reação. Portanto, a conversão do

monômero residual, se existente nestas condições, não foi suficiente para alterar os valores de resistência à tração nos períodos de 30 e 90 dias.

Ainda na Tabela 2 e no Gráfico 2, quando consideramos os valores de resistência à tração promovidas pela fixação do botão com Concise, verificamos que eles foram estatisticamente semelhantes nos períodos de 1 e 30 dias, ambos diferindo estatisticamente do menor valor apresentado no período de 90 dias. Provavelmente isto tenha ocorrido pela provável porosidade que a resina apresentou após o processo de envelhecimento ao qual foi submetida através de 90 dias de armazenagem. Já na união esmalte-*bracket*, os valores de resistência vistos na Tabela 2 e Gráfico 3, não mostraram diferença estatística entre si. Assim como com Z-100 também houve no Concise uma diminuição drástica dos valores de resistência à tração na fixação do *bracket* quando comparado com os obtidos na fixação do botão. Entretanto, isto pode significar que a qualidade da união não está somente na dependência do material fixador, existindo forte indício de que o tipo de material, forma, tamanho e geometria da base dos acessórios influenciaram nos valores de resistência à tração obtidos neste trabalho. Na figura 2, podemos observar as diferenças da base dos acessórios. O *bracket* de policarbonato apresenta base reta e "pinos" de retenção. Desta maneira, além de possível menor área retentiva através dos "pinos", também a base

reta, principalmente mais próximo as suas laterais, pode contribuir para uma maior espessura de resina sobre os bordos laterais da base, já que os dentes utilizados foram caninos e pré-molares em que a anatomia vestibular apresenta convexidade evidente, não permitindo assim, a perfeita adaptação da base do *bracket* sobre a face vestibular dos dentes. Já os botões metálicos apresentam base convexa que acompanha a anatomia dos dentes, proporcionando melhor adaptação e menor quantidade de resina sobre a base do botão, além de apresentar área retentiva através de uma malha metálica trançada. Apesar destas diferenças, a maioria das falhas ou fraturas ocorreram entre a resina ao acessório.

Considerando que o *bracket* de policarbonato, permite a passagem da luz, o seu uso poderia ser a solução ideal para promover a completa polimerização da resina fotopolimerizável, o qual somado ao benefício da simplicidade da técnica não acarretaria aumento significativo do custo operacional. No entanto, o nosso trabalho mostrou que a passagem da luz não foi o fator preponderante na obtenção dos valores de fixação do *bracket* ao esmalte. Os resultados foram significativamente inferiores aos obtidos pelo botão metálico, em ambas resinas. Estes resultados *in vitro* parecem discordar dos obtidos por JOST-BRINKMANN et al. (1992)<sup>23</sup> e MERRIL et al.(1994)<sup>32</sup>, onde o *bracket* de policarbonato promovia alta força de união, podendo resultar em danos ao esmalte ou às

restaurações existentes, ou fraturar-se durante a remoção, pela alta friabilidade do material. Além disto, não foi possível observar danos perceptíveis à superfície do esmalte pelo uso de *bracket* de policarbonato. A Tabela 3 e o Gráfico 5, mostram que a associação *bracket-Z-100* e *bracket-Concise* produziu valores de resistência à tração sem diferença estatística entre os períodos de armazenagem. Nessas condições, a colagem de *bracket* com resina quimicamente polimerizável promoveu resultados numéricos ainda menores de resistência à tração, quando comparados aos resultados obtidos com a associação *bracket-Z-100*; contudo, sem diferença estatística entre os períodos de armazenagem.

Ainda na Tabela 3 e Gráfico 4 pode-se observar que quando foi utilizado a associação botão-Concise não houve aumento significativo da resistência à tração de 1 dia para 30 dias, embora tenha havido um decréscimo significativo da resistência de 30 para 90 dias. Também podemos observar menor resistência à tração com 1 dia de armazenagem quando utilizado botão associado à Z-100 em relação aos outros períodos (30 e 90 dias). No entanto, estes valores são estatisticamente maiores que qualquer resultado das associações *bracket - Z-100* ou *bracket - Concise*. A declarada eficiência da resina Concise em promover união satisfatórias na colagem de botões e *brackets* metálicos ortodônticos (CAPELOZZA et al., 1997)<sup>10</sup>, parece ter sido comprovada pelos resultados deste

estudo. Contudo, a desvantagem deste sistema é a dificuldade de utilizar a resina em seu correto tempo de trabalho. Devemos posicionar o botão corretamente sobre o dente e exercer uma pressão ideal sobre a resina para garantir um bom escoamento do material sobre a área a ser fixada. Estes passos devem ser feitos rapidamente, durante o tempo de trabalho da resina quimicamente polimerizável. A incorporação de ar durante a mistura das pastas e a inibição da polimerização na presença de oxigênio podem, respectivamente, causar porosidades superficiais e diminuir a resistência da resina quimicamente polimerizável, enfraquecendo a força de união (LEKKA et al., 1989)<sup>29</sup>. O fato das resinas fotopolimerizáveis exibirem menor porosidade do que as resinas ativadas quimicamente, tem sido relatado por JOSEPH & RUSSAN 1990<sup>22</sup>. A importância deste fator pode ser melhor compreendida, tendo em vista o aumento dos valores de resistência à tração obtidos nos resultados da resina fotopolimerizável, em todos os períodos de armazenagem, como observado na Tabela 2 e Gráfico 2.

Por outro lado, todos os grupos apresentaram forças de união superiores às clinicamente necessárias para tracionar um dente incluído. Assim, pode-se considerar que as resinas utilizadas neste trabalho *in vitro* são eficazes para a tração dental, mesmo naqueles resultados obtidos com a associação *bracket-Concise*. Entretanto, a grande diferença, entre os piores resultados da união encontrada, na

associação botão-Concise (8,17 MPa - 90 dias de armazenamento) ou botão- Z-100 (7,07 MPa - 1 dia de armazenamento), e os melhores resultados obtidos nos *bracket-Z-100* (3,12 MPa - 1 dia de armazenamento) e *bracket-Concise* (1,93 MPa - 1 dia de armazenamento), pode nos sugerir a utilização das duas primeiras combinações (botão-Concise e botão-Z-100). Com isto teremos mais segurança, tendo em vista as condições adversas do campo em que as colagens são efetuadas nos procedimentos clínicos cirúrgico. Por outro lado, não foi interesse da pesquisa relacionar a força aplicada durante a técnica de tração com a força clínica exercida para efetuar movimentação do dente. Porém, na literatura é relatado que na movimentação do dente com força elástica é aplicado valores entre 50 a 150 g (PURICELLI, 1998)<sup>43</sup>. Também REYNOLDS & VON FRAUNHOFER (1976)<sup>44</sup>, acreditam que os valores encontrados em seu trabalho *in vitro*, para colagem de *bracket* metálico com resina quimicamente ativada, apesar da grande variação (2,88 MPa a 18,27 MPa), são aceitáveis para movimentações ortodônticas. No entanto, acreditamos que o teste *in vitro* possa ter favorecido os resultados, já que as condições clínicas são mais adversas (HOCEVAR, 1979)<sup>21</sup>, com sangue, dentes e osso adjacente contaminando a superfície dos esmalte e interferindo com a penetração da luz.

Outro fator importante observado em estudo anterior (MORAES et al., 1998)<sup>34</sup>, se relaciona ao tipo de lavagem da superfície do esmalte

após condicionamento com ácido. O soro fisiológico usado para limpar a ferida cirúrgica também lava a superfície do esmalte condicionado pelo ácido. Teoricamente, os sais contidos no soro fisiológico dificultariam a retenção da resina, ocupando as microporosidades formadas na superfície do esmalte após o condicionamento ácido, o que impediria a completa penetração da resina fluída (adesivo) na superfície recém-descalcificada do esmalte. No entanto, este estudo *in vitro* parece não comprovar essa teoria, onde os resultados não mostraram diferença estatisticamente significativa nos valores de resistência à tração entre os grupos que tiveram a superfície dental lavada com água destilada ou soro fisiológico, independente do compósito utilizado (Concise, 3M ou Z-100, 3M). Em nosso trabalho foi utilizado água para lavar a superfície de esmalte recém condicionado.

## **CONCLUSÕES**

Com base nos dados obtidos e discutidos deste trabalho, dentro das condições propostas, podemos concluir que:

1 - Os valores de resistência à tração da colagem do botão foi significativamente superior aos *brackets*, para as duas resinas, independente do tempo de armazenamento.

2 - Dentro das amostras que utilizaram botão como acessório, os subgrupos botão-Z-100 com 1 dia de armazenagem e botão-Concise com 90 dias de armazenagem, apresentaram valores de resistência de união significativamente menores.

3 - O fator tempo de armazenamento promoveu aumento significativo na resistência à tração quando utilizado a associação botão / Z-100.

4 - O fator tempo de armazenamento promoveu decréscimo significativo na resistência à tração quando utilizado a associação botão / Concise.

## **SUMMARY**

**Study of tensile bond strengths of ortodonthics enamel-botton and enamel-bracket cemented with cold-cure resin and light-cure resin for impacted dental traction.**

The aim of this work was to verify in vitro the efficiency of four adhesive button procedures. The vestibular faces of hundred thirth two tooth were acid etched and washed with distilled water. The adhesion of the orthodontic button was made with light activated composite resin or cold-cure composite resin, according the groups: 1)button + light-cured composite resin (Z-100, 3M); 2)button + cold-cure composite resin (Concise, 3M); 3)bracket + light-cured composite resin; 4)bracket + cold-cure composite resin. After 24 hours in stove storage at 37°C and 100% of air relative humidity, each specimens was applied thermocycle (100 cycle with temperature ranged of 5°C a 60°C) and stored in the period of 1, 30 and 90 days. Before this period was applied the traction testing in the Otto Wolperte, with 6mm/min. crosshead speed. The results showed that the button adhesion with cold-cure composite resin exhibited a significantly highet bond strength in the first two periods (1 and 30 days of stored). Bisides this, bracket showed the major bond strenght when associated with light-curede composit resin in the period of 90 days.

**UNITERMS:** impacted teeth, dental traction, light-cure resin, cold-cure resin.

## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS\*

1. AASEN SM, ARIO PD. A comparison of maleic and phosphoric acids. J. Dent. Res 72: 137, 1993. [abstract, 269].
2. AASRUM E, NG'ANG'A PM, DAHM S, et al. Tensile bond strength of orthodontic bracket bonded with a fluoride - releasing light - curing adhesive. An "in vitro" comparative study. An J Orthod Dentofacial Orthop 104: 48, 1993.
3. ARCHER WH. Surgical treatment of oral cysts. Trans Congr Int Oral Surg 152, 1967.(apud)
4. AZAZ B, SHTEYER A. Resorption of the crown in impacted maxillary canine, Int. J. Oral Surg 7: 167, 1978.

\*De acordo com as normas da Journal of Oral and Maxillofacial Surgery

5. BARKMEIER WW, GWNNETT AJ, SHAFFER SE. Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. *J. Clin. Orthod* 21: 395, 1987.
6. BARKMEIER WW, SHAFFER SE, GWINNETT AJ. Effects of 15 vs 60 second enamel acid conditioning on adhesion and morphology. *Operative Dent* 11: 111, 1986.
7. BISHARA SE. Impacted maxillary canines. A review. *Am. J. Orthod* 101: 159, 1992.
8. BISHARA SE, KOMMER DD, MCNEIL MH. Management of impacted canines. *Am. J. Orthod* 80: 173, 1976.
9. BUONOCORE MG. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J. Dent. Res* 35: 849, 1955.
10. CAPELOZZA L, FAIDIGA AM, CORSO ALM, et al. Estudo comparativo "in vitro" da resistência à tração de bráquetes colados com um cimento de iômero de vidro (Fuji ORTHO LC) e uma

resina composta (Concise). Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Maxilar 2:65, 1997.

11. CHENG L, FERGUSON JW, JONES P, et al. An investigation of the polymerization of orthodontic adhesives by the transillumination of tooth tissue. Br J Orthod 16:3, 1989.

12. DEWEL BF. Clinical diagnosis and treatment of palatally impacted cuspids. Apud. Dent. Diag 51: 492, 1945.

13. FAUST JB, GREGO GN, FAN PL, et al. Penetration coefficient, tensile strength and bond strength of thirteen direct bonding orthodontic cements. Am. J. Orthod 73: 512, 1978.

14. FUSAYAMA T, MASSATO N, NORIMASA K, et al. Non pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J. Dent. Res 58: 571, 1993.

15. GARN NN. Direct bonding - A clinical study using an ultraviolet sensitive adhesive system. Am J Orthod 69: 455, 1976.

16. GLASSPOOLE EA, ERICKSON R. Effect of acid etching and rinsing times on composite to enamel bond strength. *J. Dent. Res* 65: 285, 1986. [abstract, 1046].

17. GOES MF. Efeito do tempo na qualidade do condicionamento promovido pelos ácidos fosfórico e maleico em esmalte e dentina, *Tese (Livre Docência em Materiais Dentários)* - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1994.

18. GWINNETT AJ, MATSUI A. A study of enamel adhesives. A physical relationship between enamel and adhesive. *Archs Oral Biol* 12: 1615, 1967.

19. GUEDES-PINTO PE. Resistência ao cisalhamento de bráquetes fixador com resinas polimerizadas por diferentes tipos de ativação. *Tese (Mestrado em Ortodontia)* - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1997.

20. HEYDT KVD. The surgical uncovering and orthodontic positioning of unerupted maxillary canines. *Am. J. Orthod* 68: 256, 1975.
21. HOCEVAR RA. Direct bonding update. *J clin Orthod* 13: 172, 1979.
22. JOSEPH VP, RUSSAN PE. The shear bond strengths of stainless steel orthodontic brackets bonded to teeth with orthodontic composite resin and various fissure sealants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98: 66, 1990.
23. JOST-BRINKMAN PG. Histologic investigation of the human pulp after thermodebonding of metal and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 102: 410, 1992.
24. KETTLE HI. *Dent Pract. Dent. Rec.*, Bristol, 8, 245, 1958. (apud)
25. KIM YH. Treatment of an unusually impacted permanent maxillary central incisor. *JADA* 69: 596, 1964.

26.KING L, SMITH RT, WENDT SL, et al. Bond strenghts of lingual orthodontic brackets bonded with light-cured composite resins cured by transillumination. Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop 91:312, 1987.

27.KRUGER OG.-Cirurgia Buco-Maxilo-Facial cap. 6, 5ª. edição, 1984.

28.LEE HL, CUPPLES AL, SCHUBERT RJ, et al. An adhesive dental restorative. J Dent Res 50: 125, 1971.

29.LEKKA MP, PAPAGIANNOULIS L, ELIADES GC et al. A comparative in vitro study of visible light - cured sealants. J Oral Rehabil 16: 287, 1989.

30.LEWIS RD. Preorthodontic surgery in treatment of impacted canines. Am J Orthod 60: 383, 1971.

31.MEJIA CP. Cirurgia y Ortodoncia en el tratamiento de caninos maxilares incluidos.- Fed Odont Colombiana IX Congresso Nacional. 20-24/76, p. 47-52, 1976.

32.MERRILL SW, OESTERIE LJ, HERMESCH CB. Ceramic brackets bonding: A comparison of shear, tensile, and torsion bond strength of ceramic brackets. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop 106: 290, 1994.

33.MJOR IA, FEJERSKOV O. Embriologia e histologia oral humana. São Paulo: Panamericana p. 50-129, 1990.

34.MORAES M, CONSANI S, SINHORETI MAC, et al. Estudo comparativo entre procedimentos de colagem do botão ortodôntico para tracionamento de dentes retidos. Rev. Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial 3:1, 1998.

35.MOREIRA NETO MJ, TAMBURUS W L. Desinclusão cirúrgico-ortodôntico de caninos superiores. Rev Assoc Paul Cirurg Dent 32: 294, 1978.

36.NAKABAYASHI N, NAKAMURA M, YASUDA N. Hybrid layer as a dentin - bonding mechanism. J Esthet Dent 3 :133, 1991.

- 37.NANDA SK, MEROW WW. Orthodontic management of hte horizontal impacted maxillary incisor. J Dent Child 33: 280, 1966.
- 38.NEWMAN GV. Epoxy adhesive for orthodontic attachments: Progress report. Am J Orthod 51: 901, 1965.
- 39.NEWMAN GV. Current status of bonding attachments. J Clin Orthod 7: 425, 1973.
- 40.OILO G. Bonds strength testing - what does it mean ? Int Dent J 43: 492, 1993.
- 41.OILO G, AUSTRHEIM EK. In vitro quality testing of dentin adhesives. Acta Odont Sand 51: 263, 1993.
- 42.PHILLIPS RW. Skinner - Materiais Dentários. Ed. Guanabara Koogan 124, 1993.
- 43.PURICELLI E. Retenção Dentária: Novos conceitos ao tratamento ortocirúrgico. Atualização na Clínica Odontológica. Ed. Artes Médicas, 1998.

44. REYNOLDS IR, VON FRAUNHOFER JA. Direct bonding of orthodontic brackets - a comparative study of adhesives. *Br J Orthod* 3: 143, 1976.

45. RETIEF DH. Clinical Applications of Enamel Adhesives. *Operative Dent suppl.* 5: 44, 1992.

46. SAAD-NETO M, CARVALHO ACP, CALLESTINI EA. Caninos inclusos II. *Trat. cirurg.-ortod. Rev APCD Reginal de Araçatuba* 6, 1985.

47. SARGISON AE, McCABE IF, GORDON, PH. Na ex vivo study of self - light, and dual-cure composites for orthodontic bonding. *Br J Orthod* 22: 319, 1995.

48. SILVERSTONE LM. Fissure sealants: laboratory studies. *Caries Res* 8: 2, 1974.

49. SILVERSTONE LM. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 9: 373, 1975.

50. SINHORETI MAC. Avaliação "in vitro" da união de cisalhamento de sistemas adesivos sobre esmalte e dentina, *Tese (Mestrado)* - Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, 1995.

51. SOETOPO BDR, HARDWICK JL. Mechanism of adhesion of polymers to acid-etched enamel. *J. Oral Rehabil* 5: 69, 1978.

52. STUANI B, TAVARES CA, BOLOGNESE AM. Tracionamento de caninos impactados. *Rev. S B O* 2: 263, 1995.

53. SURMONT P, DORMAUT L, MARTENS L, et al. Comparison in shear bond strength of orthodontic brackets between five bonding systems related to different etching times: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 101: 414, 1992.

54. TAM LE, PILLIAR RM. Fracture toughness of dentin / resin - composite adhesive interfaces. *J Dent Res* 72: 953, 1993.

55.TAVAS MA, WATTS DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite na in vitro study. Br J Orthod 6: 207, 1979.

56.TRIOLO PT, SWIFT EJ. Effects of etching time on enamel bond strengths. Am J Dent 6: 302, 1993.

57.VIAZIS AD. Direct bonding of orthodontic brackets. J. Pedod. 11:1, Fall 1986.

# APÊNDICE

**RESULTADOS ORIGINAIS DO  
PRIMEIRO TESTE DE TRAÇÃO  
TEMPO 1 DIA DE ARMAZENAGEM**

Botão metálico + Concise	Botão metálico + Z-100	Bracket de policarbonato + Concise	Bracket de policarbonato + Z-100
--------------------------	------------------------	------------------------------------	----------------------------------

1	5,27	3,62	2,00	2,95
2	8,55	7,00	1,82	2,43
3	11,58	10,45	1,21	3,38
4	11,40	6,56	2,08	3,73
5	11,75	5,79	2,86	3,99
6	10,45	8,72	2,43	2,08
7	9,59	4,66	1,30	2,69
8	5,53	8,29	1,21	2,95
9	11,83	8,03	2,25	2,78
10	12,18	9,76	1,39	2,51
11	10,88	4,92	2,69	4,86

**Valores expressos em kg.**

**RESULTADOS ORIGINAIS DO  
SEGUNDO TESTE DE TRAÇÃO  
TEMPO 30 DIAS DE ARMAZENAGEM**

Botão metálico + Concise	Botão metálico + Z-100	<i>Bracket</i> de policarbonato + Concise	<i>Bracket</i> de policarbonato + Z-100
--------------------------------	------------------------------	--	--

1	12,8	14,1	2,1	2,8
2	11,5	10,1	1,8	3,2
3	12,1	11,1	3,3	3,4
4	13,3	11,2	1,9	2,6
5	13,5	12,8	2,2	2,1
6	12,1	12,0	1,8	2,9
7	14,1	12,1	1,5	2,4
8	13,9	10,4	1,7	2,8
9	11,4	11,5	3,8	2,7
10	11,2	12,1	1,1	2,8
11	13,4	11,3	2,2	2,6

**Valores expressos em kg.**

**RESULTADOS ORIGINAIS DO  
TERCEIRO TESTE DE TRAÇÃO  
TEMPO 90 DIAS DE ARMAZENAGEM**

Botão metálico + Concise	Botão metálico + Z-100	<i>Bracket</i> de policarbonato + Concise	<i>Bracket</i> de policarbonato + Z-100
--------------------------------	------------------------------	--	--

1	10,4	12,6	2,4	2,9
2	8,8	13,7	1,7	4,9
3	9,9	8,5	1,5	4,7
4	6,1	12,8	2,8	1,9
5	12,6	13,9	1,8	3,4
6	11,7	11,8	1,6	2,7
7	11,1	13,2	1,4	4,8
8	8,1	12,9	1,9	2,6
9	7,6	11,3	1,6	4,6
10	5,7	12,1	1,8	2,6
11	12,1	10,2	2,7	3,9

**Valores expressos em kg.**