



Adriano Rocha Germano

Cirurgião - Dentista

200205838

**Avaliação da Resistência à Tração da União
entre Esmalte e Botões Ortodônticos Fixados com
Cimento de Ionômero de Vidro Fotopolimerizável para
Tracionamento de Dentes Inclusos: Estudo *In Vitro***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área de Cirurgia.

PIRACICABA

2001

Adriano Rocha Germano

Cirurgião - Dentista

**Avaliação da Resistência à Tração da União
entre Esmalte e Botões Ortodônticos Fixados com
Cimento de Ionômero de Vidro Fotopolimerizável para
Tracionamento de Dentes Inclusos: Estudo *In Vitro***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para obtenção do título de Mestre em Clínica Odontológica, na Área de Cirurgia.

Este exemplar foi devidamente corrigido,
de acordo com a Resolução CCPG-036/83
CPG, 21/08/2001

Assinatura do Orientador

Orientador: Prof. Dr. Renato Mazzone

Banca Examinadora: Prof. Dr. Renato Mazzone
Prof. Dr. Luis Augusto Passeri
Prof^a. Dr^a. Marisa Aparecida Cabrini Gabrielli

**PIRACICABA
2001**

UNIDADE	00
N.º CHAMADA:	TUNICAMP
	G317a
V.	Ex.
TOMBO BC/	47411
PROC.	837/02
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREC.º	2811,00
DATA	04-02-02
N.º CPD	

CM00163054-5

Ficha Catalográfica

G317a Germano, Adriano Rocha.
 Avaliação da resistência à tração da união entre esmalte e botões ortodônticos fixados com cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável para tracionamento de dentes inclusos : estudo *in vitro*. / Adriano Rocha Germano. -- Piracicaba, SP : [s.n.], 2001. xx, 97p. : il.

Orientador : Prof. Dr. Renato Mazzone.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Ionômeros. 2. Resistência dos materiais. 3. Colagem. 4. Boca – Cirurgia. I. Mazzone, Renato. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marilene Girello CRB/8-6159, da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP.



FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA
UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de MESTRADO, em sessão pública realizada em 23 de Fevereiro de 2001, considerou o candidato ADRIANO ROCHA GERMANO aprovado.

1. Prof. Dr. RENATO MAZZONETTO

2. Profa. Dra. MARISA APARECIDA CABRINI GABRIELLI

3. Prof. Dr. LUIS AUGUSTO PASSERI

DEDICATÓRIA

A **Deus**, pela vontade de vencer, saúde e alegria que vem me proporcionando.

Ao meus pais, em especial a minha mãe, **Maria Wilma Rocha Pascoal**, exemplo de dedicação, amor, proteção. Sua presença sempre foi importante, pois transmitiu valores na minha formação: responsabilidade, honestidade e respeito. Diante do meu mais sincero agradecimento, dedico este trabalho.

Aos meus irmãos, pela união, apoio em todos os momentos difíceis que já passamos, pela amizade nos momentos agradáveis, com carinho e amor, dedico este trabalho.

As minhas tias, **Socorro e Toinha**, pessoas tão importante na minha formação profissional. Sem vocês, esse obstáculo dificilmente teria sido ultrapassado. Amor, solidariedade, dedicação são virtudes de mãe que eu aprendi a respeitar, e que vocês

assumiram mesmo diante das dificuldades. Que este exemplo sirva de incentivo para todas as pessoas que convivem ao seu redor. Dedico este trabalho e agradeço pela nossa convivência.

AGRADECIMENTOS

A Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas pela formação e toda infra-estrutura que me ofereceu.

A Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo - FAPESP pelo incentivo a pesquisa e concessão da bolsa (nº do processo 99/04494-9).

A Universidade Federal do Rio Grande do Norte - UFRN e aos meus professores de graduação por uma boa formação, mesmo diante das dificuldades.

Ao professor e amigo José Ivo Queiroz do Amaral :

Neste momento, sinto-me incapaz de expressar todos os agradecimentos que lhe devo. Admiro a pessoa que é, íntegra e competente, que tanto orientou na minha formação profissional e humana. Fico muito feliz e a vontade para chamá-lo de amigo.

Espero que a nossa caminhada seja repleta de conquistas. Acredito no sucesso da nossa especialidade, pela qual tanto se dedicou para deixa-la no ponto mais alto no nosso Estado.

A todos os professores da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp (**Luis Augusto Passeri, José Ricardo de Albergaria Barbosa, Renato Mazzonetto, Márcio de Moraes e Roger William Fernandes Moreira**), pela oportunidade e ensinamentos. Tenham certeza que a dedicação de vocês é um exemplo para todos nós.

Ao **Prof. Dr. Márcio de Moraes** que me orientou durante toda execução deste trabalho, sempre a disposição para dúvidas.

Ao **Prof. Dr. Renato Mazzonetto**, mesmo distante sempre se preocupou com a minha formação e andamento do nosso trabalho. Meu sincero agradecimento.

Ao **Prof. Dr. Simonides Consani**, pela atenção e disponibilidade sempre que necessitei, na confecção deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Luiz André Freire Pimenta** pela contribuição na parte experimental da pesquisa.

Ao funcionário **Marcos Blanco Cangiani**, Engenheiro da Área de Materiais Dentários que sempre se mostrou a disposição para execução da parte laboratorial deste trabalho.

Aos meus companheiros do mestrado: **Aleysson, Alessandro, Sandra e Liliane**, a nossa amizade será para sempre e todas as dificuldades foi um incentivo para nossa união. Obrigado pela nossa agradável convivência.

Aos meus amigos e irmãos do doutorado: **Eider, Luis, Walfrido, Alexandre, Robson, Laureano e Fernando**. Tenha certeza que aprendi muito com vocês. Obrigado pela convivência e paciência.

Aos estagiários da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da FOP-Unicamp obrigado pela convivência, disponibilidade e compreensão.

Aos funcionários da Área de Cirurgia Buco-Maxilo-Facial da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – Unicamp, nas pessoas de: **Suely, Edilaine e Miriam.**

A todos os meus amigos de Faculdade em especial à: **Adriano, Heverton, Jeanne, Rodrigo, Sérgio** o nosso convívio já se tornou inesquecível.

Aos meus amigos da infância e adolescência : **Antoane, Breno, Emerson, Flávio, Gustavo, Leomar, Linaldo, Tiago** nossa amizade é para sempre.

À todos os pacientes, que contribuíram para minha formação clínica.

À todos que indiretamente contribuíram para este trabalho.

SUMÁRIO

Capítulos	Páginas
RESUMO	1
ABSTRACT	3
1 - INTRODUÇÃO	5
2 - REVISÃO DA LITERATURA	11
3 - PROPOSIÇÃO	39
4 - METODOLOGIA	41
5 – RESULTADOS	55
6 - DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	65
7 – CONCLUSÕES	77
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
ANEXOS	91
APÊNDICE	91

RESUMO

Este trabalho teve como propósito avaliar *in vitro* a resistência à tração da união entre esmalte e botões ortodônticos fixados através do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Fuji ORTHO LC®), utilizados nos procedimentos de tracionamento de dentes inclusos, verificando se os efeitos da contaminação por sangue e o condicionamento ácido, interferem nas propriedades de adesão. A amostra foi constituída de 144 terceiros molares inclusos, em cuja faces vestibulares realizou-se a colagem do botão ortodôntico (nacional/Morelli® e importado/Ormco®) com cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável, divididos em 12 grupos com 12 dentes cada. Após a colagem dos botões, as amostras foram submetidas à termociclagem (500 ciclos com temperatura variando entre 5° C a 60° C) e armazenadas nos períodos de 2, 30 e 90 dias, em estufa (37° C) e 100% de umidade relativa do ar. Cada amostra foi submetida após estes períodos ao teste de tração na máquina de ensaio universal (Instron®), à uma velocidade de 0,5 mm/min. até ocorrer o

descolamento do botão ortodôntico. Os resultados obtidos foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey com 5% de significância. Através da análise dos resultados foi possível concluir que a fixação do botão ortodôntico com cimento ionomérico fotopolimerizável, apresentou *in vitro* resistência suficiente para suportar forças ortodônticas, exceto em condições de extrema contaminação e umidade, representado pelos grupos nos quais a contaminação do sangue ocorreu antes da adaptação do acessório ortodôntico.

Unitermos: cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável, tracionamento ortodôntico-cirúrgico, dente incluso.

ABSTRACT

The aim of study was evaluate the tensile bond strengths of ortodontics enamel-botton with light-cured glass ionomer cement (Fuji ORTHO LC™), when used as a bonder for bottions in dental traction, verifiending the effects of contamination by blood and acid conditioning interferences in the adhesion properties. The sample was constituted of 144 teeth (impacted third molars), in whose the vestibular faces took place the collage of the ortodontic botton (Morelli™ and Ormco™) with a light-cured glass ionomer cement, divided in 12 groups of 12 teeth. After the collage of bottions, the samples were submitted the thermocycle (500 cycles with temperature ranging from 5° C to 60° C) and stored in the periods of 2, 30 and 90 days, in greenhouse (37° C) and 100% of relative air humidity. After this period the traction testing was applied in the Instron™ machine with 0.5mm/min. until detaching the botton. The results were submitted to the variance analysis and Tukey test. Weith the analysis of the results it was possible to conclude that the fixation of the orthodontic button with cement lighth-cured glass,

showed " in vitro " enough resistance to support orthodontics forces, except in conditions of extreme contamination and humidity, represented by the groups in that the contamination of the blood occurred before the adaptation of the orthodontic accessory.

UNITERMS: light-cured glass ionomer cement , dental traction, impacted teeth.

1 – INTRODUÇÃO

ARCHER (1967) afirmou que a redução gradual dos maxilares é um dos fatores causadores das inclusões dentais. Já KRUGER (1984) atribuiu à falta de estímulo funcional, em decorrência de hábitos alimentares, constituídos de alimentos cozidos, cremosos ou pastosos, onde a diminuição do estímulo provocaria um menor desenvolvimento destas estruturas. Entretanto, não se deve entender isoladamente as inclusões dentárias como simples seqüela evolutiva da espécie. A existência de outros fatores também deve ser levada em consideração para que se possa identificar as causas destas inclusões estabelecendo condutas que visem devolver a estética e harmonia dentária.

O tracionamento ortodôntico-cirúrgico é uma forma de tratamento que pode ser instituída quando da presença de dentes inclusos e visa restabelecer a oclusão adequada, permitindo estética e função.

Inúmeros fatores etiológicos contribuem para instalação das más oclusões. A ectopia no trajeto da erupção dos dentes permanentes representa um deles (SILVA FILHO *et al.*, 1994). Outros fatores como a perda precoce ou a anquilose do decíduo, a presença de processos patológicos, a falta de espaço no arco dentário, a presença de dentes supranumerários, o trauma dentário e ósseo, a hereditariedade, a dilaceração da raiz e os distúrbios endócrinos dentre outros também são fatores que podem estar relacionados com as inclusões dentárias (KRUGER, 1984; PURICELLI, 1987; BISHARA & ORTHO, 1992; GREGORY *et al.*, 1996; PETERSON *et al.*, 1996; PURICELLI, 1998).

SHAFER *et al.* (1985) relacionaram uma série de complicações em detrimento da presença de dentes inclusos e citaram, dentre outros, o risco de reabsorção dos dentes vizinhos, a ocorrência de necroses pulpares, infecção, dor, formação de cistos e tumores odontogênicos,.

A opção pela extração de dentes inclusos muitas vezes implica na substituição por prótese ou tratamento ortodôntico dos

dentes adjacentes. Quando a opção é o reposicionamento oclusal pode-se planejar, obedecendo duas linhas terapêuticas: a intervenção cirúrgica isolada, ou a intervenção cirúrgica e ortodôntica. Como intervenção cirúrgica isolada, o transplante autógeno pode ser uma alternativa. O dente é removido e reimplantado em sua posição adequada. No entanto, o prognóstico a longo prazo pode ser duvidoso (BISHARA *et al.*, 1976; JACOBY, 1983; McDONALD & YAP, 1986).

O tracionamento ortodôntico-cirúrgico é uma forma de tratamento conservador que pode ser realizado quando o dente já não se apresenta em fase ativa de erupção ou quando em erupção ectópica. Para isso pode-se lançar mão de diversas técnicas. Muitas destas técnicas são apresentadas e discutidas na literatura tais como: laçamento no colo do dente, a perfuração da coroa, a tunelização seguida de tração, a apicotomia seguida de tração e a colagem direta do acessório ortodôntico (BOYD, 1982; PURICELLI, 1987; BISHARA & ORTHO, 1992; CRESCINI *et al.*, 1994; SILVA FILHO *et al.*, 1994; PURICELLI, 1998). Dentre essas técnicas, algumas possuem indicações precisas, e outras apresentam desvantagens que tornam o

uso limitado. Muitas destas desvantagens estão relacionadas a perda da integridade do dente e do periodonto.

Segundo a maioria dos autores, a técnica mais apropriada para permitir o tracionamento é a colagem direta de um acessório ortodôntico na coroa do dente incluso, uma vez que a abertura óssea seria mais conservadora e por ser um método eficiente de tração. Muitos acessórios podem ser utilizados dentre eles os braquetes, os botões e as telas ortodônticas, que são colados ao esmalte dentário por meio de resinas ou cimentos ionoméricos (BOYD, 1982; BISHARA & ORTHO, 1992; SILVA FILHO *et al.*, 1994).

A colagem ideal exige a superfície do esmalte seca, o que muitas vezes é difícil de se conseguir dentro da loja cirúrgica. Ocasionalmente pode ocorrer o descolamento do acessório durante o tracionamento ortodôntico, exigindo uma nova intervenção cirúrgica. Nessa situação, é característica desejável a utilização de agentes de união capazes de não sofrer mudanças significativas nas suas propriedades físicas e químicas, sobretudo na resistência, frente a umidade que está presente no momento da colagem do acessório

ortodôntico, no interior da loja cirúrgica (HOCEVAR 1979, Mc DONALD & YAP, 1986; SILVA FILHO *et al.*, 1994).

Apesar da desvantagem clínica dos cimentos de ionômero de vidro, que apresentaram menor resistência quando comparado com as resinas compostas, para colagem direta de acessórios ortodônticos à superfície do esmalte (COOK & YOUNGSON, 1988 , 1989; MILLETT *et al.*, 1993; REZK-LEGA *et al.*, 1991; MOSELEY *et al.*, 1995; SILVA FILHO *et al.*, 1995a), a literatura tem mostrado uma ascensão definitiva desses cimentos, graças à uma melhora nas suas propriedades de adesão na superfície do esmalte. Estes cimentos fotopolimerizáveis, correspondem às versões híbridas com componentes resinosos, tais como o hidroxietil metacrilato (HEMA) ou Bis - GMA (MATHIS *et al.*, 1989). Eles foram introduzidos no mercado com suas propriedade físicas melhoradas, o que possibilitou seu uso na colagem direta de acessórios ortodônticos. A supremacia dos cimentos de ionômero de vidro, na colagem direta, reside na contínua eliminação de flúor, proporcionando maior resistência à desmineralização (HALLGREN *et al.*, 1994 ; BASDRA *et al.*, 1996). Outra vantagem é a sua utilização na presença de umidade sem a

necessidade do condicionamento ácido, sendo uma opção interessante para colagem de acessórios aos dentes inclusos (SILVERMAN *et al.*, 1995; BISHARA *et al.*, 1998; CACCIAFESTA *et al.*, 1998).

Ainda existe a necessidade de melhor avaliar os materiais de adesão utilizados para esses procedimentos, como é o caso do cimento ionomérico fotopolimerizável, verificando se a contaminação através do sangue, tão comum no campo operatório, pode provocar interferência na adesão do dispositivo ortodôntico, prejudicando o tracionamento.

2 - REVISÃO DE LITERATURA

A técnica de colagem direta de acessórios ortodônticos às superfícies dos dentes tornou-se possível a partir do estudo de BUONOCORE (1955), no qual foi mostrado uma adesão mecânica significativamente mais forte entre a superfície do esmalte dentário e o material acrílico restaurador, quando o esmalte foi condicionado com uma solução de ácido ortofosfórico a 85% por 30 segundos.

NEWMAN (1973) considerou que a fixação ideal do braquete é aquela conseguida com uma colagem firme, principalmente resistente a forças de impacto e tração.

GARN (1976) relatou as vantagens da colagem direta de braquetes, em relação às bandas ortodônticas, como tendo melhor estética, causando menor irritação gengival, favorecendo a higiene bucal e gerando uma menor descalcificação ao redor do dispositivo colado. Como características ideais de um material de colagem ele citou: a longevidade, estável às variações de forças ortodônticas,

resistente ao meio bucal e ser facilmente removido sem causar danos ao esmalte.

PAGANI & GIACHETTI (1977) afirmaram que o propósito do condicionamento ácido é ativar quimicamente a superfície do esmalte para que a união adesiva se mantenha sob as condições de umidade da boca. O condicionamento ácido não somente produz rugosidade na extremidade dos prismas de esmalte, como também aumenta o tamanho dos microespaços existentes entre eles, tornando-se acessíveis ao adesivo. As numerosas projeções do adesivo ("TAGS"), que penetram no esmalte, são os responsáveis por uma união mecânica forte e duradoura.

FAUST *et al.* (1978) desenvolveram um estudo *in vitro* sobre a resistência à tração de treze materiais de colagem de braquetes, sobre o esmalte dentário. Após um período de armazenagem de 24 horas, eles foram submetidos ao teste de tração onde foi constatado que as fraturas ocorreram na interface material adesivo-braquete.

HOCEVAR (1979) relatou que o erro mais comum na técnica de colagem é a contaminação por saliva. Assim, para se obter um resultado de melhor qualidade, o dente sempre que possível deverá estar seco e limpo, o tempo de condicionamento ácido deverá ser reduzido para 30 segundos e uma mínima quantidade de material deverá ser utilizado na base do braquete.

GWINNETT (1982) afirmou que a menor concentração do ácido fosfórico clinicamente aceitável para se fazer colagem direta é de aproximadamente 30% e que não há diferenças significantes nas taxas de falhas empregando ácidos fortes (acima de 30%), tanto na forma de gel como em solução líquida.

CARTENSEN (1986), avaliou a taxa de insucesso na colagem direta, usando de solução de ácido fosfórico a 37% por 15 e 30 segundos. Os resultados clínicos foram similares, levando-o a concluir que o condicionamento por 15 segundos foi adequado para se criar uma superfície de esmalte suficientemente retentiva para colagem de braquetes.

McDONALD & YAP (1986) realizaram um estudo retrospectivo de 64 pacientes que possuíam 84 caninos superiores inclusos, onde foi requerido o tratamento ortodôntico-cirúrgico. O tempo de tratamento para correção da má oclusão variou de 5 a 19 meses. Já o tratamento ortodôntico, até que o canino estivesse em uma posição favorável no arco dental variou de 3 a 11 meses.

A facilidade de colagem em dentes semi-inclusos e inclusos, o adequado controle ortodôntico através de radiografias com o mínimo de distorção e a possibilidade de se colar braquetes pela face lingual ou palatina dos dentes, são considerados algumas das vantagens da utilização desses acessórios ortodônticos (VIAZIS, 1986).

OLIVER (1987), através de microscopia eletrônica de varredura (MEV), examinou *in vitro* pré-molares hígidos erupcionados e inclusos, para verificar o padrão de condicionamento do esmalte com períodos de condicionamento diversos com ácido fosfórico a 37%. Ele conclui que o tipo de condicionamento foi mais consistente no esmalte dos pré-molares inclusos.

LEGLER *et al.* (1989) avaliaram *in vitro* a resistência na união da resina fixada a superfície do esmalte submetido de forças ortodônticas diante do condicionamento de superfície com ácido fosfórico, tendo como variantes a concentração do ácido e duração do ataque. Os grupos foram condicionados com solução de ácido fosfórico a 37% , 15% e 5% durante 60, 30 e 15 segundos. Os resultados demonstraram que a variação na concentração ácida não reduziu a retenção dos braquetes. Eles discutiram que a redução da duração do condicionamento para 15 segundos poderia provocar diminuição da retenção quando utilizado clinicamente.

Desenvolvido por WILSON & KENT, em 1972, o cimento de ionômero de vidro consistiu de uma mistura de silicato e cimento de poliacrilato, e foi inicialmente utilizados como material restaurador. Estes cimentos híbridos herdaram a dureza e a insolubilidade do silicato e a aderência do poliacrilato, mas a sua particularidade reside no fato do mesmo liberar flúor, característica esta que difundiu o seu uso também na ortodontia, para colagens de bandas, e mais recentemente para fixação diretas dos braquetes.

Em 1986, WHITE descreveu método de colagem de braquetes ao esmalte utilizando cimento de ionômero de vidro.

BERTOZ *et al.* (1991) analisaram o comportamento clínico de braquetes cimentados com cimento de ionômero de vidro por um período de 18 meses a fim de se verificar a eficiência de colagem deste material, bem como analisar a sua capacidade de evitar o aparecimento de manchas de descalcificação no esmalte. Foram utilizados 80 dentes de 10 pacientes com idades compreendidas entre 14 a 17 anos. Após profilaxia dos dentes os braquetes foram fixados com cimento de ionômero de vidro (Shofu I[®]). Uma vez terminada a colagem de todos os braquetes procedeu-se à análise e, após 4 meses, observou-se que 10 braquetes haviam se soltado, obrigando a uma nova cimentação com mesmo material inicialmente utilizado. Oito braquetes falharam aos 13 meses, enquanto apenas 1 soltou após 17 meses. A inspeção dos braquetes que haviam se soltado, mostrou que, invariavelmente, a falha ocorreu no esmalte, podendo ser observado o material aderido ao braquete. Aos dezoito meses nenhum dente evidenciou qualquer tipo de mancha ao redor da área

de cimentação dos braquetes. Os autores concluíram que o cimento de ionômero de vidro é tão eficiente na colagem de braquetes quanto a resina composta, além de ser preventivo no aparecimento de manchas brancas de descalcificação.

REZK-LEGA & OGAARD (1991) avaliaram a força de resistência de união de três cimentos ionoméricos em um estudo *in vitro*. Eles utilizaram o Ketac-Cem[®] e Aqua-Cem[®] que são considerados dois cimentos convencionais quimicamente ativados e um cimento fotopolimerizável (Vitrabond[®]). Os resultados foram comparados aos da resina composta (Concise[®]), material esse que vem sendo usado rotineiramente para colagem de acessórios ortodônticos. Os compostos de resina tiveram força de união significativamente maior em relação aos demais adesivos usados. Porém o cimento ionomérico (fotopolimerizável) foi superior aos demais cimentos de ionômero de vidro convencionais (quimicamente ativados). Quanto as regiões onde ocorreram as falhas, observou-se que o cimento ionomérico (Vitrabond[®]) teve uma menor área de adesão residual após a descolagem (20%). Os autores concluíram

que o aumento da resistência deste material deveu-se a melhora de suas propriedades físicas, sendo portanto, um adesivo adequado para colagem de braquetes ortodônticos. Para eles o valores encontrados nesse estudo é suficiente para suportar forças ortodônticas. Outro aspecto importante a considerar no emprego dos ionômeros de vidro na fixação de acessórios ortodônticos é a maior facilidade durante a remoção quando comparado aos agentes resinosos. O condicionamento ácido do esmalte associado à utilização de sistemas adesivos na técnica de colagem com resina composta ocasiona muitas vezes danos no esmalte diante da remoção dos braquetes.

Já FRICKER (1994) realizou uma avaliação clínica após 12 meses de uso do cimento ionomérico fotopolimerizável (Fuji II GC®) como material de fixação de braquetes ortodônticos. Cento e vinte braquetes foram fixados com resina e cimento ionomérico em partes iguais. Nos pacientes que utilizaram de cimento de ionômero de vidro foi feito um condicionamento de superfície com ácido poliacrílico a 10% por 10 segundos, depois a superfície era lavada e secada. As

falhas dos braquetes foram monitorizada durante 12 meses de tratamento ativo e os aparelhos eram ajustados a cada 4 semanas. Os resultados indicaram que os braquetes fixados com cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável tiveram um índice de falhas de 3,3% (2 falhas) e a resina 1,6% (1 falha). Os braquetes fixados com cimento ionomérico falharam com 7 a 9 meses e o da resina com 8 meses. O autor conclui que o cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável é um adesivo satisfatório para colagem direta de acessórios ortodônticos sem diferenças estatisticamente significantes, no que diz respeito às falhas de fixação quando comparado a resina composta.

McCARTHY & HONDRUM (1994) avaliaram 2 cimentos ionoméricos, um fotopolimerizável e outro quimicamente ativado. A resistência à união e as propriedades mecânicas foram verificadas em diferentes tempo de armazenagem (1 hora, 24 horas e 7 dias). Tanto os cimentos fotoativados como os quimicamente ativados, obtiveram ganho em suas resistência, com o aumento do tempo de armazenagem. O cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável,

adquiriu resistência suficiente em todos os tempos de armazenagem, para suportar forças ortodônticas, considerada pelo autor no mínimo de 6 MPa. Já os quimicamente ativados só atingiram este limite após 24 horas de armazenagem, tendo uma resistência inferior estatisticamente significativa quando comparados aos fotoativados.

SILVERMAN *et al.* (1995) testaram o novo cimento ionomérico para colagem de braquetes sem condicionamento ácido e na presença de saliva. O cimento de ionômero de vidro (Fuji Ortho LC[®]) foi utilizado durante 8 meses numa avaliação de 150 arcos fixados com um índice de sucesso de 96,8% na retenção dos braquetes. A mecânica ortodôntica foi instituída logo após a colagem dos braquetes antes de se completar 24 horas de colagem. Os autores concluíram que este material permite uma colagem mais rápida, elimina a necessidade de um campo seco e a necessidade de condicionamento ácido na superfície do esmalte dentário e protege o esmalte da descalcificação pela presença de flúor.

No mesmo ano FREITAS & LIMA, discutiram a utilização do cimento de ionômero de vidro na cimentação de bandas ortodônticas

realçando a insuperável propriedade biológica e sua superior resistência mecânica às forças ortodônticas recomendado na cimentação de bandas. Eles citaram as vantagens da sua utilização, tais como: compatibilidade biológica, propriedades mecânicas satisfatórias (após as 24 h de cimentação), adesão ao metal, resistência à solubilidade bucal, liberação de íons de flúor a longo prazo, capacidade de inibir o fenômeno de desmineralização e ativar a remineralização na superfície do esmalte.

SILVA FILHO *et al.* (1995b) comprovam que o uso dos cimentos ionoméricos para cimentação de bandas ortodônticas é uma unanimidade. Quarenta e oito pacientes foram selecionados para esta avaliação, sendo que 36 tiveram os primeiros molares superiores e inferiores bandados, totalizando 144 dentes e 12 pacientes tiveram também os segundos molares inferiores bandados, somando 72 dentes. Ao todo, 216 molares compuseram a amostra, sendo que em 108 restantes (os molares do lado esquerdo) as bandas foram cimentadas com cimento de ionômero de vidro. As superfícies vestibulares e linguais desses molares foram avaliadas clinicamente

antes da cimentação das bandas e após a retirada do aparelho, com o intuito de se verificar o comportamento das manchas brancas provenientes de descalcificação do esmalte. A comparação desse estudo revelou a superioridade do cimento ionomérico, o qual conciliou propriedades físicas e biológicas importantes. Esta superioridade decorre em grande parte do reforço da superfície mais externa do esmalte com a aquisição de flúor doado pelo cimento ionomérico na forma de fluorapatita, menos solúvel. Mas deve ser acrescentada aqui a aderência química desse cimento à superfície do esmalte. Enquanto a propriedade retentiva do cimento de fosfato de zinco deve-se unicamente ao embricamento mecânico, a do ionômero é atribuída também à união molecular. Provavelmente, essa dupla retenção propicie maior proteção da superfície do esmalte subjacente.

EWOLDSE *et al.* (1995) avaliaram *in vitro* a resistência na união do cimento ionomérico fotopolimerizável (Fuji II LC[®]), em 120 incisivos humanos maxilares divididos em seis grupos. O grupo 1 não foi feito condicionamento; o 2 o condicionamento foi realizado com ácido poliacrílico a 10% durante 15 segundos, o 3 a superfície foi

condicionada com PA-HEMA a 15% (Primer) por 20 segundos, o 4 com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, o 5 não houve condicionamento ácido o dente foi contaminado com saliva; o grupo 6 utilizou-se de uma resina (Concise[®]) onde a superfície dos dentes foi condicionada com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos. Após o preparo da superfície os braquetes foram colados e em seguida os dentes submetidos a termociclagem (em torno de 1.500 ciclos) e armazenados a 37°C, 100% de umidade relativa do ar durante 7 dias. Após este período, os braquetes foram tracionados em máquina de ensaio universal (0,5mm/minuto). Os grupos com o cimento ionomérico foram comparados com o da resina Concise[®] e as superfícies dos dentes e dos braquetes foram submetidas a microscopia eletrônica para verificar após a descolagem dos braquetes, a quantidade residual de material adesivo sobre o esmalte. Os resultados indicaram que a resistência do cimento ionomérico fotopolimerizável não depende somente do condicionamento com ácido fosfórico a 37%, tendo tido um bom resultado com o ácido poliacrílico neste trabalho. Já a colagem de braquetes em uma

superfície limpa, seca e condicionada proporcionou um resultado mais elevado, comparado com a colagem feita na presença de saliva. Para os autores o cimento ionomérico possuiu uma adequada resistência na união podendo ser utilizado clinicamente (mínimo de 3 MPa a 5 MPa) embora tenha uma resistência ainda inferior ao da resina testada.

Comparando um cimento ionomérico fotopolimerizável (Vitrebond[®]) com a resina composta (Concise[®]), para colagem direta de braquetes ortodônticos SILVA FILHO *et al.* (1995a) utilizaram de pré-molares humanos, divididos em 6 grupos de 20 dentes cada, estabelecidos de acordo com o material de adesão utilizado e o tempo do teste. Nos grupos I, III, IV e VI, procedeu-se o condicionamento ácido do esmalte com ácido fosfórico a 37%, durante 60 segundo e a lavagem abundante com 15 segundos. Já nos grupos II e V, os dentes foram submetidos à apenas profilaxia, sem condicionamento ácido prévio. Posteriormente as amostras foram submetidas a testes de tração na máquina de ensaio universal (Losenhausenwerk[®]), com velocidade de 1,0mm/min. Os resultados demonstraram que a

resistência da resina composta foi superior à do ionômero de vidro, independente da variável condicionamento ácido da superfície do esmalte, empregado para o ionômero. A resina sempre alcançou valores médios superiores para a resistência ao cisalhamento em relação ao grupo correspondente ao cimento de ionômero de vidro. Com respeito ao tempo, o período de 24 horas após a polimerização exibiu vantagens mecânicas em relação ao período de 10 minutos após a polimerização em todos os grupos. A resina (Concise[®]) no tempo de 10 minutos apresentou-se com uma resistência significativamente maior do que em relação aos grupos do cimento de ionômero (Vitrebond[®]) com 10 minutos, porém não foi significativa estatisticamente em relação aos grupos do Vitrebond[®] com 24 horas. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos do Vitrebond[®] com e sem condicionamento ácido, independentemente do tempo.

A estabilidade e a biocompatibilidade são propriedades importantes que devem ser consideradas. O material adesivo deve ser estável durante todo período de tratamento, sem desintegrar ou

degradar na cavidade bucal, e ainda ser biocompatível. JESSLÉN *et al.* (1995) avaliaram resultados de 5 anos utilizando cimento de ionômero de vidro e o amálgama como selador apical em cirurgias paraendodônticas. De 67 dentes que receberam apicectomia com obturação retrógrada, após 1 ano houve 90% de sucesso alcançado, e com 5 anos 85% com cimento de ionômero de vidro. O reparo foi avaliado através dos sinais e sintomas, associado a imagem radiográfica de cada paciente. A contaminação com sangue durante a inserção dentro da cavidade criada não promoveu efeito adverso no processo de reparo. Eles concluem que o cimento de ionômero de vidro é uma válida alternativa para o amálgama como selante apical, e que este material embora sugerido por outros autores, como sendo sensível a contaminação e sujeito a desintegração lenta da cavidade bucal, isso não foi verificado neste estudo a longo prazo.

POWERS *et al.* (1996) avaliando a resistência adesiva de quatro ionômeros híbridos, uma resina modificada por poliácidos e uma resina composta em esmalte de terceiros molares humanos extraídos, submetidos ou não a condicionamento ácido. Observaram

que a resistência de união do esmalte não condicionado foi mais baixa que do esmalte condicionado, com exceção para o Fuji Ortho LC[®] e Vitrebond[®] onde não foi encontrado diferenças estatisticamente significantes. Além disso, os valores de resistência da união do ionômero Fuji Ortho LC[®] e da resina modificada por poliácidos (Advance[®]) ao esmalte condicionado foram superiores aos da resina Concise[®].

SANTOS NETO (1997) em uma revisão de literatura relatou as principais vantagens da colagem direta de braquetes são: melhora da estética, diminuição da irritação gengival, manutenção de melhor higiene bucal, menor probabilidade de descalcificação causada pela infiltração de microrganismos, ausência de espaçamento entre os dentes, redução dos custos de tratamento e menor tempo de cimentação de acessórios. Por outro lado, uma das desvantagens citadas para o procedimento de ataque ácido foi a perda da camada externa do esmalte, que contém a maior parte do flúor e a necessidade de um campo absolutamente seco durante o procedimento de colagem quando se utiliza resina.

JOBALIA *et al.* (1997) realizaram um estudo *in vitro* para testar o novo cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Fuji Ortho LC[®]) em seis diferentes condições de superfície: seca e sem condicionamento, úmida com condicionamento de superfície, úmida sem condicionamento de superfície, úmida sem condicionamento, úmida com saliva artificial e úmida com saliva humana. Duas resinas (Rely-A-Bond[®] / Phase II[®]) foram utilizadas como grupos de controle em uma superfície seca. O objetivo do estudo era determinar a resistência à tração da união do cimento de ionômero de vidro, das 2 resinas em 6 condições diferentes de superfícies antes da colagem dos braquetes e verificar se este cimento de ionômero de vidro possuía resistência suficiente para uso em situações clínicas. As amostras foram submetidas à testes de tração em uma máquina de ensaio universal. Os resultados mostraram que o cimento (Fuji II GC[®]) aproximou-se das resinas testadas em relação a resistência à tração. Além de se comportar bem na presença de umidade, seja água, saliva artificial ou humana, o não condicionamento da superfície do dente resultou em um maior índice de falhas na união.

Para KOMORI & ISHIKAWA (1997) o pré-tratamento do esmalte com ácido fosfórico pode promover descalcificações devida à perda de esmalte, estimada em 50 μm a 60 μm . A resina composta penetra no esmalte atacado durante a colagem e pode permanecer no seu interior após a descolagem, levando a prováveis manchas nos dentes após o tratamento. Haveria perda de 150 μm a 160 μm de esmalte após a descolagem, ou seja 10% da espessura total, entre 1000 μm a 1500 μm . Portanto, materiais alternativos de colagem, que não necessitem condicionamento ácido, são preferíveis. Entre eles a utilização de cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. A menor sensibilidade à perda e ganho de água e o tempo de presa mais rápido do componente resinoso, suprimindo a necessidade de proteção imediata da película de cimento, associados à resistência adesiva aumentada em relação aos cimentos convencionais tem encorajado o uso dos ionômeros resinosos na colagem de acessórios ortodônticos.

MIGUEL *et al.* (1997) comparam clinicamente o cimento de ionômero de vidro (Ketac-Cem[®]) com uma resina (Concise[®]) na

colagem direta de braquetes ortodônticos em uma amostra de 225 dentes (112 com cimento ionomérico e 113 com resina). Após colagem dos braquetes a força ortodôntica foi executada após 1 semana. O índice de falhas após 12 meses de tratamento foi de 50,89% para os braquetes fixados com cimento ionomérico e 7,96% com a resina. Os autores concluíram que dada a alta incidência de falhas encontradas no seu estudo, o cimento ionomérico testado careceu de propriedades importantes que devem ser observadas em um material de colagem, sendo necessário um aumento da resistência deste material para sua aplicação clínica.

CAPELOZZA FILHO *et al.* (1997) em um estudo *in vitro* compararam a resistência à tração de braquetes colados com cimento de ionômero de vidro (Fuji Ortho LC[®]) e uma resina composta (Concise[®]). Foi realizado testes de tração na máquina de ensaio Gratos, a uma velocidade 0,5mm/min. Os resultados obtidos não evidenciaram diferenças estatisticamente significantes entre os materiais testados. O cimento ionomérico (Fuji Ortho LC[®]) se comportou mecanicamente semelhante a resina composta (Concise[®]) nos testes de resistência à tração. Baseado nestas informações, os

autores concluíram que os cimentos de ionômero de vidro modificados por resina realmente propiciam um nível de resistência à tração suficiente para colagem de braquetes, com a vantagens da presença do flúor na junção braquete/esmalte e menor desgaste do esmalte durante sua remoção.

Os cimentos ionoméricos convencionais, ativados quimicamente têm respondido insatisfatoriamente à colagem direta de acessórios ortodônticos, mas com a evolução desses materiais com inúmeras experimentações clínicas e laboratoriais, permitiu-se o desenvolvimento de uma nova geração de cimentos ionoméricos com propriedades físicas melhoradas. São os chamados fotopolimerizáveis. Esses cimentos correspondem as versões híbridas com componentes resinosos incorporados. O mecanismo de presa dos ionômeros híbridos pode apresentar três reações. Logo após a manipulação inicia-se um reação ácido-base semelhante à de um ionômero de vidro convencional. A utilização de um aparelho fotopolimerizador ativa a polimerização do radical livre do HEMA (Hidroxietil Metacrilato) e dos outros monômeros formando uma matriz

poli-HEMA que endurece o material. A terceira reação, quando presente, é a polimerização química do monômero de resina. Esta reação, que é iniciada pela luz, permite a colocação imediata dos fios ortodônticos enquanto a reação ácido-base ocorre simultaneamente, continuando-se por um período de tempo depois que o material foi polimerizado pela emissão de luz. Essa combinação trouxe a aceleração do processo de geleificação bem como o aumento na resistência e dureza, além de reduzir a sinérise e embebição (NAVARRO & PASCATTO, 1998).

CACCIAFESTA *et al.* (1998) realizaram um estudo em que foi avaliado a resistência à tração na união esmalte-braquetes ortodônticos fixados com cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Fuji Ortho LC[®]) verificando os efeitos da contaminação promovido pela saliva e água sobre a união de braquetes na superfície do esmalte dentário. Para isso utilizou-se 120 dentes bovinos com acessórios ortodônticos metálicos e cerâmicos em diferentes condições de superfície divididos em três grupos. Cada grupo foi dividido em 4 subgrupos (A, B, C e D). O subgrupo A não foi

realizado condicionamento ácido e a superfície do esmalte dentário encontrava-se seca. O subgrupo B foi realizado condicionamento da superfície do esmalte com ácido poliacrílico a 10%, e após lavagem e secagem da superfície, a saliva humana era introduzida na superfície do dente, e em seguida os braquetes eram colados. Os dentes do subgrupo C seguia a mesma metodologia do subgrupo B só que o meio contaminante era a água. O subgrupo D foi feita a contaminação com água sem condicionamento. O grupos foram submetidos a teste de tração e os resultados encontrados indicaram que o cimento ionomérico (Fuji Ortho LC[®]) detém a força de união adequada para uso clínico, inclusive sem condicionamento da superfície em campo operatório seco. Os resultados mostraram que a força de união foi significativamente maior nos grupos que houveram contaminação após condicionamento ácido da superfície independente do tipo do braquete utilizado.

BISHARA *et al.* (1998) também avaliaram o novo cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável para fins ortodônticos em uma pesquisa *in vitro*. Setenta e cinco molares humanos extraídos foram

utilizados na pesquisa separados em cinco grupos com 15 amostras em cada. No grupo I foi utilizado como agente adesivo a resina fotopolimerizável (Transbond, 3M Unitek[®]) com condicionamento da superfície em campo seco. Nos grupos II e III utilizou-se o cimento ionomérico (Fuji Ortho LC[®]) sem e com condicionamento ácido, mais contaminação pela água no esmalte antes da colagem do acessório ortodôntico, respectivamente. Nos grupos IV e V utilizou-se o cimento ionomérico (Fuji Ortho LC[®]) sem e com condicionamento ácido e contaminação pela saliva no esmalte dentário antes da colagem. Os autores concluíram que o condicionamento ácido na superfície do elemento dentário foi uma variável crítica no sentido de aumentar a resistência de união, não havendo diferenças estatisticamente significantes entre os grupos I, III e V. Já nos grupos sem condicionamento ácido houve uma diminuição na força de união. Os autores discutiram que os resultados mostram que esse novo material é menos sensível à contaminação e é adequado para uso como agente de união na colagem de braquetes ortodônticos clinicamente.

No mesmo ano FRICKER, através de um trabalho clínico, comparou o cimento ionomérico (Fuji Ortho LC[®]) e a resina composta (System 1 - Ormco Corp.[®]) em 10 pacientes com má oclusão tipo classe I, II e III de Angle. Na seleção dos casos, os braquetes foram colados sem interferências oclusais, sendo que em um dos lados foi utilizado o cimento de ionômero de vidro para colagens dos braquetes e o lado contralateral utilizou-se a resina composta como controle. Um total de 120 braquetes foram fixados, sendo 60 com cada material. Durante 12 meses de tratamento ativo ocorreram três falhas nos braquetes fixados com cimento de ionômero de vidro (5%) e cinco falhas com a resina (8,3%), não tendo sido encontrado diferença estatisticamente significativa. O autor concluiu que cimento ionomérico (Fuji Ortho LC[®]) embora tenha tido uma resistência semelhante a resina composta, precisam ser avaliados nos casos em que existam interferências oclusais. Para o autor a melhoria de suas propriedades físicas, associada à sua adesão química, são características destes materiais que possibilitam a colagem direta de acessórios ortodônticos, além da contínua liberação de flúor.

SILVA FILHO *et al.* (1999) avaliaram a eficácia clínica de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Vitrebond[®]) para a colagem direta de braquetes ortodônticos em nivelamento 4 X 2. Neste estudo não realizaram ataque ácido nas superfícies dos dentes. Os autores encontraram um índice de falha em torno de 5,5%, considerado aceitável clinicamente. Um dado importante encontrado no trabalho foi que nenhum dos 17 pacientes exibiu sinais clinicamente detectáveis de desmineralização do esmalte. Essa integridade do esmalte ao término do tratamento ortodôntico parece superar as oscilações de eficácia mecânica do cimento de ionômero ao longo da terapia de nivelamento.

FREITAS (1999) afirmou que a adesão química deste novo cimento ionomérico às estruturas dentárias, ocorreria pelo fenômeno de quelação. Este cimento possui na sua composição química, grupos carboxílicos que tendem a se ligar ionicamente ao cálcio dentário, através de complexo carboxil-cálcio. Os íons poliacrílicos se encaixam à hidroxiapatita por deslocar os íons fosfato e cálcio de sua superfície. A camada superficial se torna enriquecida destes íons quando se

difundem na superfície do esmalte. Ao ser reforçado por resina e quando o esmalte sofre condicionamento ácido, apresenta vantagem adicional, devido ao entrelaçamento mecânico.

SANTOS *et al.* (2000) avaliaram a capacidade de retenção, por meio de testes de tração, de braquetes metálicos com malha nas bases (Abzil-Lancer), braquetes metálicos com sulcos retentivos nas bases (Dyna-Lock) e cerâmicos policristalinos com retenção mecânica nas bases (Clarity), colados em pré-molares humanos com adesivo Transbond-XT[®] associado ao agente adesivo hidrófilo Tranbond-MPI[®] ou com cimento resinoso modificado fotopolimerizável de ionômero de vidro Fuji Ortho LC[®] com e sem condicionamento ácido, ambos em ambiente úmido, comparando-os com o adesivo Concise[®] Ortodôntico, em ambiente seco. Os locais das falhas foram observados com microscopia ótica e fraturas do esmalte com microscopia eletrônica de varredura. Os braquetes metálicos colados com o Transbond-XT[®] associado ao Tranbond-MIP, em ambiente úmido, ou com o Concise[®] Ortodôntico, em ambiente seco, apresentaram as maiores capacidades de retenção, estatisticamente superiores aos demais

braquetes e sobretudo ao Fuji Ortho LC[®] em ambiente úmido com e sem condicionamento ácido, o qual não providenciou diferença entre os braquetes. Houve maior frequência de falhas na interface esmalte-adesivo nos braquetes metálicos com malha (Abzil-Lancer) com os adesivos três e nos três tipos de braquetes colados com o Fuji OrthoLC[®], e na interface braquete-adesivo nos braquetes cerâmicos e metálicos com sulcos colados com o adesivo Concise[®] Ortodôntico ou com Transbond-XT[®] associado ao Transbond-MIP[®]. Houve somente um caso de fratura do esmalte com um braquete metálico colado com o Fuji Ortho LC[®].

3 - PROPOSIÇÃO

O propósito deste trabalho foi avaliar *in vitro*, a resistência à tração da união entre esmalte e botões ortodônticos fixados através do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável, utilizados para o tracionamento de dentes inclusos, em diferentes tempos de armazenamento, verificando se os efeitos da contaminação por sangue e o condicionamento ácido interferem nas propriedades de adesão.

4 – METODOLOGIA

Este trabalho foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas – Unicamp, e aprovado de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS – nº do processo 03/2000.

4.1 - MATERIAIS

Foram utilizados 144 terceiros molares humanos inclusos extraídos por razões ortodônticas. Os dentes foram conservados em formol a 10% e posteriormente submetidos à profilaxia com pasta de pedra pomes e água, com auxílio de escova tipo Robinson¹ e taça de borracha¹, montados em baixa rotação. Em seguida foi realizada a armazenagem em água destilada à temperatura ambiente, até o início do experimento. O cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável² foi utilizado como agente de união entre o esmalte dentário e os

¹ KG Sorensen Ind. e Com. Ltda

² Fuji Ortho LC (GC Corporation, Tokyo, Japan)

botões ortodônticos (Figura 1). Os botões ortodônticos usados como acessório ortodôntico foram de procedência nacional³ e importado⁴, ambos metálicos (Figura 2).

O condicionamento ácido realizado em alguns grupos foi feito com gel de ácido fosfórico a 37%⁵.

O sangue humano utilizado no experimento foi obtido no banco de sangue do Hospital Santa Casa de Limeira (01 bolsa - 500ml de sangue total) armazenado durante 5 dias a temperatura de 5°C, até o início do experimento.



Figura 1 – Cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável

³ Morelli® - Ortodontia - Brasil

⁴Ormco® - Sybron Dental Specialties

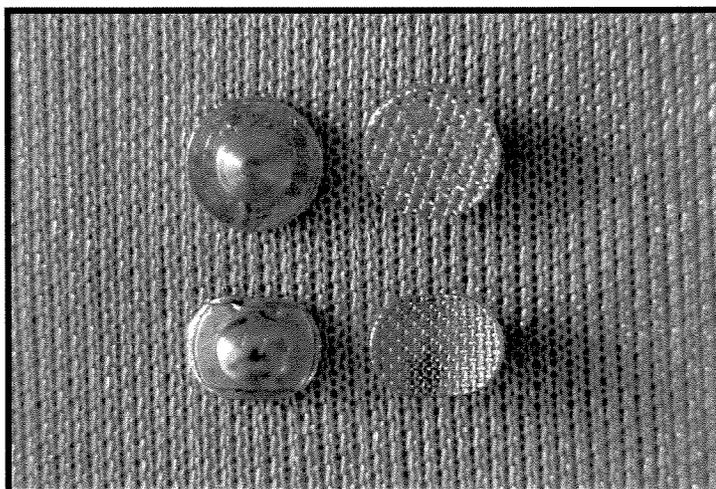


Figura 2 – Botões ortodônticos Morelli® (superior) e Ormco® (inferior)

4.2 - MÉTODO

As raízes dos dentes foram seccionadas com discos de carbeto de silício e as coroas remanescentes foram fixadas em uma base de resina acrílica ativada quimicamente⁶, confeccionada através de um tubo de P.V.C.⁷, com 24 mm de altura por 20mm de diâmetro externo e a face vestibular dos dentes voltada para cima e projetada 1mm além da borda do cilindro de P.V.C. (Figura 3). Em seguida,

⁵ DENTSPLY Indústria e Comércio Ltda

⁶ Clássico, Artigos Odontológicos Ltda

⁷ Tigre S.A.

estes cilindros foram perfurados para possibilitar sua adaptação, e os acessórios ortodônticos colados.

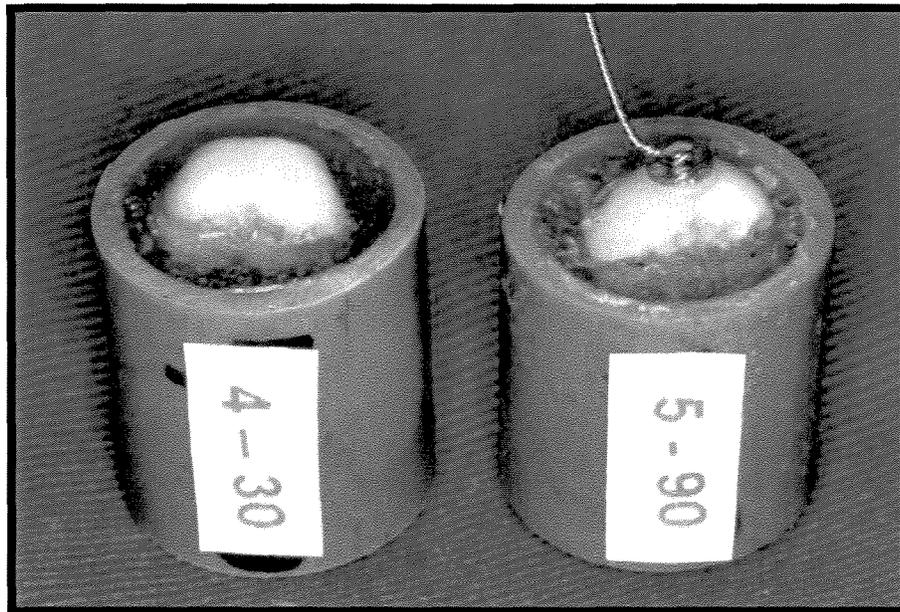


Figura 3 – Dente fixado em resina acrílica dentro do tubo de P.V.C., antes e após a colagem do acessório ortodôntico.

As amostras foram divididas em 12 grupos de 12 dentes (Quadro 1). Cada grupo foi separado em 3 subgrupos e submetido à três períodos de armazenagem (2, 30 e 90 dias) num total de 48 amostras em cada período. Após cada período de armazenagem as amostras foram submetidas aos ensaios de resistência à tração.

Quadro I - Combinações dos Grupos

Descrição das combinações - sistema adesivo/número de dentes/botões metálicos/condicionamento de superfície/contaminação com sangue

GRUPO 1

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Morelli
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Não
CONTAMINAÇÃO	Não

GRUPO 2

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Morelli
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Sim
CONTAMINAÇÃO	SIM (antes da adaptação do acessório)

GRUPO 3

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Morelli
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Sim
CONTAMINAÇÃO	Sim (após a adaptação do acessório)

GRUPO 4

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Morelli
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Não
CONTAMINAÇÃO	Sim (antes da adaptação do acessório)

GRUPO 5

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Morelli
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Não
CONTAMINAÇÃO	Sim (após a adaptação do acessório)

GRUPO 6

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Morelli
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Sim
CONTAMINAÇÃO	Não

GRUPO 7

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Ormco
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Não
CONTAMINAÇÃO	Não

GRUPO 8

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Ormco
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Sim
CONTAMINAÇÃO	SIM (antes da adaptação do acessório)

GRUPO 9

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Ormco
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Sim
CONTAMINAÇÃO	Sim (após a adaptação do acessório)

GRUPO 10

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Ormco
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Não
CONTAMINAÇÃO	Sim (antes da adaptação do acessório)

GRUPO 11

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Ormco
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Não
CONTAMINAÇÃO	Sim (após a adaptação do acessório)

GRUPO 12

AGENTE DE UNIÃO	Fuji Ortho LC
Nº DE DENTES	12
TIPO DE BOTÃO	Ormco
CONDICIONAMENTO ÁCIDO	Sim
CONTAMINAÇÃO	Não

A aplicação dos condicionadores nos grupos 2, 3, 6, 8, 9 e 12 foi realizada com gel de ácido fosfórico a 37% durante 30 segundos conforme indicado pelo fabricante. Em seguida, as superfícies das amostras foram lavadas com solução fisiológica de cloreto de sódio a 0,9%, por 30 segundos, e seca por sucção com ponta de aspiração metálica.

A contaminação nos grupos 2, 3, 4, 5, 8, 9, 10 e 11 foi realizada com uma seringa de insulina⁹ (1ml) depositando 0,05ml de sangue na face vestibular do dente após o condicionamento ácido, nas condições antes e depois da colagem do acessório ortodôntico, sem que a fotopolimerização fosse efetuada. Nos grupos em que o condicionamento ácido não foi realizado, esta contaminação ocorreu

⁹ Plastipak/ Becton Dickinson Ind. Cirúrgicas Ltda

também, antes e após a adaptação do acessório ortodôntico (Figuras 4 e 5).



Figura 4 – Contaminação com sangue humano antes da colagem do botão ortodôntico

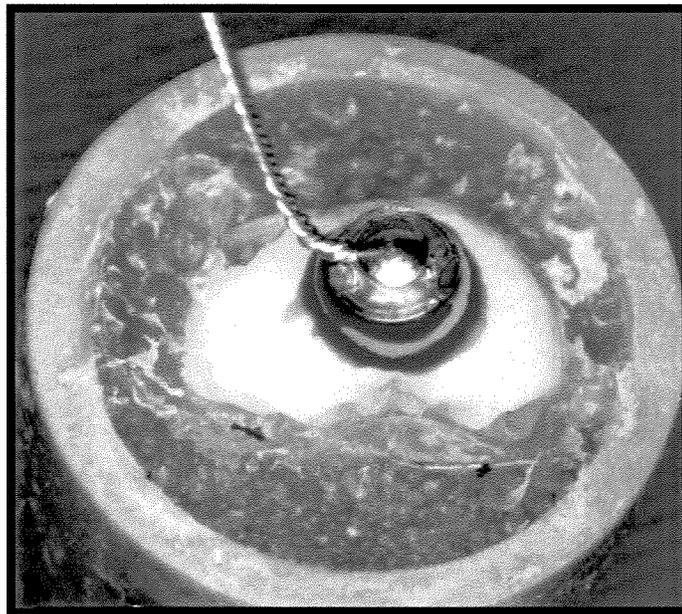


Figura 5 – Contaminação com sangue após colagem do acessório ortodôntico, antes da fotopolimerização.

O cimento ionomérico foi manipulado por 30 segundos e fotopolimerizado durante 40 segundos, conforme preconiza o fabricante através do aparelho Ultralux¹⁰, com intensidade de luz de 490 mw/cm², monitorizada por um radiômetro¹¹.

O material era levado a base dos botões através de um descolador metálico¹² até cobrir toda área da base, sem deixar excesso. Após a colagem dos botões, as amostras foram submetidas à termociclagem¹³ (Figura 6) com 500 ciclos em temperaturas variando em cada ciclo: 30 segundos inicialmente a 37°C, 30 segundos a 60°C, novamente 30 segundos a 37°C, 30 segundos a 5°C e finalmente concluindo 1 ciclo com 30 segundos a 37°C, tentando-se simular a variação térmica que ocorre no meio bucal e acelerar o envelhecimento das amostras.

Em seguida as amostras foram divididas em grupos de 2, 30 e 90 dias, armazenadas a 37°C e 100% de umidade reativa do ar, em estufa¹⁴. Ao terminar estes períodos, as amostras foram submetidas

¹⁰ Dabi Atlante S.A. Indústria Médico Odontológicas

¹¹ Dimetron, Research Corporation

¹² Molt – Quinelato Ind. Brasileira Ltda.

¹³ Máquina de Ciclagem Térmica, Instrumental de Precisão Ltda – SP/Brasil

¹⁴ Haraeus - Alemanha

ao ensaio de resistência de união numa máquina de tração¹⁵. Os corpos-de-prova foram numerados e identificados de acordo com o grupo e período.

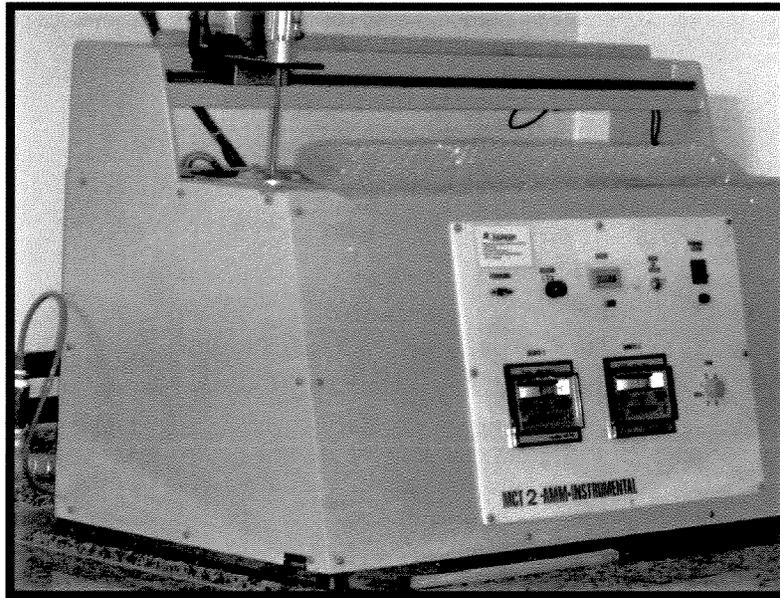


Figura 6 – Máquina de termociclagem na qual os corpos-de-prova receberam 500 ciclos.

A velocidade de aplicação da força para o teste foi de 0,5 mm/min. 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 superior da máquina por meio de barras metálicas cilíndricas. No mordente inferior da

¹⁵ ISTRON, System ID: 44111 H 4188 - Inglaterra

máquina foram fixadas as extremidades de um alça confeccionada com fio duplo metálico ortodôntico, de 0,25 mm de diâmetro, que envolvia o *Slot* do botão aderidos ao esmalte (Figuras 7 e 8).

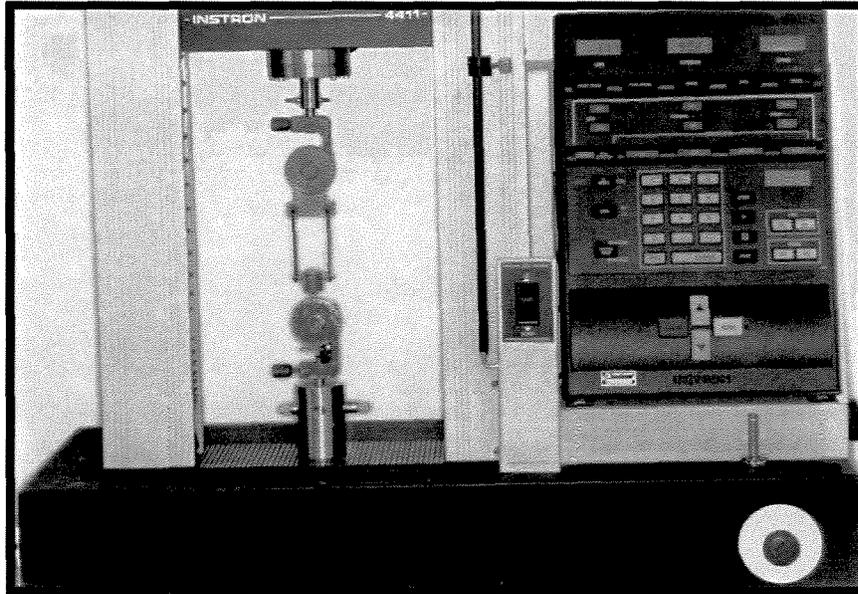


Figura 7 – Máquina de tração e posição do corpo-de-prova quando submetido ao teste

No momento em que o botão ortodôntico deslocava-se do dente, determinando o final de sua resistência a tração exercida, os valores eram anotados. Os valores de resistência à tração foram transformados em kgf/cm^2 , dividindo a carga necessária para romper a união pela área da base do botão nacional ($0,1225 \text{ cm}^2$) ou ($0,1058$

cm²) no botão importado. Posteriormente esses valores foram divididos por dez e transformados em MPa.

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

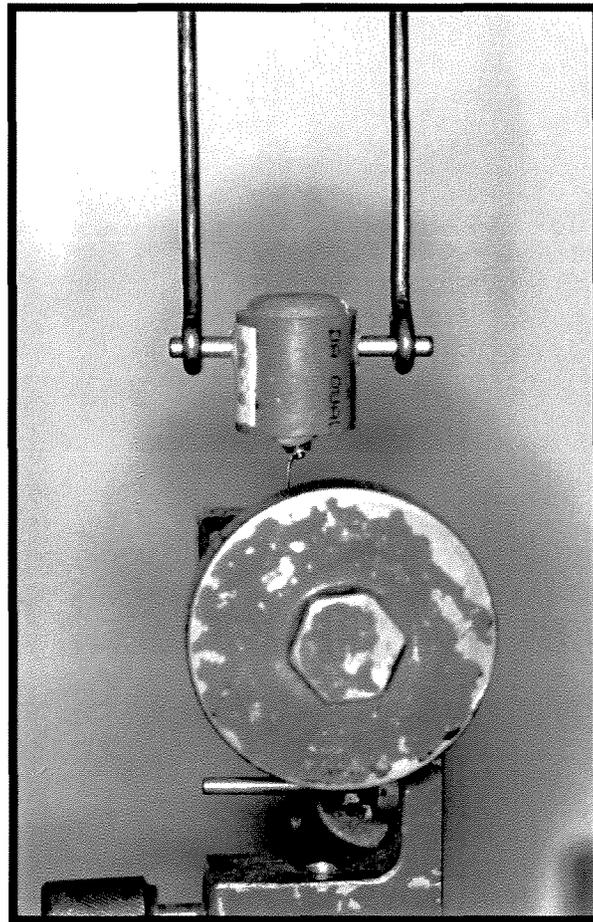


Figura 8 – Perfuração do corpo de prova perpendicular ao seu longo eixo para permitir sua estabilização no momento do teste de tração.

5 – RESULTADOS

Os dados submetidos à análise de variância levou em consideração o tempo de armazenagem e os grupos estudados, estão especificados na Tabela 1.

TABELA 1

Quadro de Análise de Variância para a variável Resistência à Tração (MPa) transformada de acordo com as necessidades da análise de dados LOG(Resist. à Tração + 0,5).

Causa de Variação	GL	Soma de Quadrados	Quadra dos Médios	Valor -F	valor-p
GRUPOS	11	94.16163036	8.56014821	56.24	0.0001**
TEMPO	2	0.65978939	0.32989470	2.17	0.1194 ^{ns}
GRUPOS*TEMPO	22	3.06149727	0.13915897	0.91	0.5769 ^{ns}
Resíduo	108	16.43933878	0.15221610		
Total Corrigido	143	114.32225580			

Foi possível verificar que não houve indícios de efeitos significativos dos tempos e da interação entre tempo e tratamentos (grupos), ou seja, o tempo não foi uma variante que promovesse uma alteração significativa na resistência.

A Tabela 2 apresenta o teste para comparações múltiplas de médias de Tukey.

TABELA 2

Teste da Amplitude Estudentizada de Tukey para Resistência à Tração (MPa) transformada de acordo com as necessidades da análise de dados LOG (Resist. à Tração + 0,5). Médias com a mesma letra não são significativamente diferentes entre si.

Grupos de Tukey		Média	N	GRUPOS
	A	1.8791	12	12
B	A	1.4599	12	9
B	C	1.3190	12	11
B	C	1.2422	12	6
B	C D	1.1544	12	7
E	C D	0.8186	12	3
E	D	0.6506	12	1
E		0.5706	12	5
	F	-0.2345	12	8
	F	-0.2570	12	2
	F	-0.5032	12	4
	F	-0.6414	12	10

Alfa= 0.05 GL= 108 QMR= 0.152216
 Valor Crítico da Amplitude Estudentizada = 4.725
 Diferença Mínima Significativa = 0.5321

A média de resistência à tração do grupo 12 foi estatisticamente significativa quando comparado aos demais grupos estudados, exceto o grupo 9. O grupo 12 obteve média numérica mais alta seguido do grupo 9.

Os grupos 9 e 10 não apresentaram diferenças estatisticamente significante para os grupos 6 , 7 e 11. Não houve diferenças entre os grupos 7, 3 e 1, porém foi obtida diferença significantivamente maior que os grupos 2, 4, 5, 8 e 10.

Já o grupo 5, por sua vez, diferiu significativamente dos grupos 12, 11, 9, 7 e 6 que possuíram resistências maiores. E dos grupos 2, 4, 8 e 10 que apresentaram resistência inferior.

As menores médias de resistência à tração foram verificadas nos grupos 2 , 4, 8 e 10 com diferenças significantes para os demais grupos, entretanto elas não diferiram entre si.

Na tabela 3 são apresentadas as estatísticas calculadas com base nos dados originais.

TABELA 3

Médias, desvios padrão e intervalos de confiança (95%) dos dados na sua escala original.

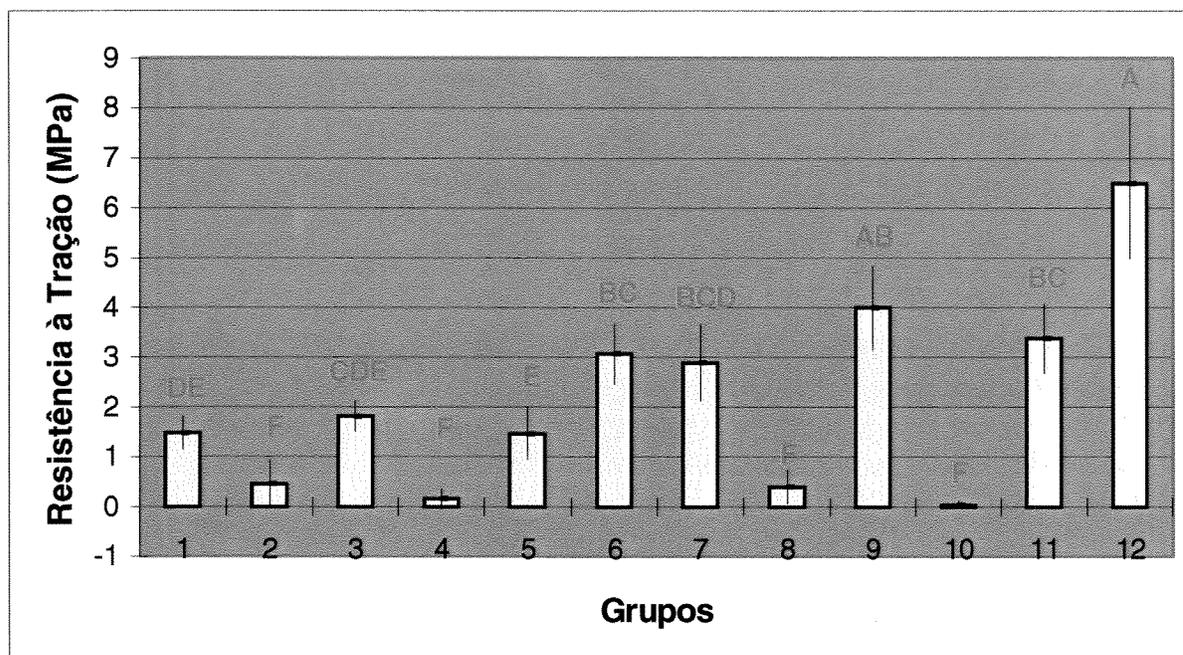
GRUPOS	N Obs	Média	Desvio	Intervalo de Confiança 95%	
			Padrão	Inferior	Superior
1	12	1.4768000	0.5245058	1.1435449	1.8100551
2	12	0.4591917	0.7759400	-0.0338171	0.9522004
3	12	1.8177333	0.4896162	1.5066461	2.1288206
4	12	0.1555750	0.3270046	-0.0521938	0.3633438
5	12	1.4706000	0.8176828	0.9510691	1.9901309
6	12	3.0688417	0.9654769	2.4554069	3.6822764
7	12	2.8982750	1.2136689	2.1271466	3.6694034
8	12	0.4066583	0.5358573	0.0661908	0.7471258
9	12	3.9952583	1.3363596	3.1461760	4.8443407
10	12	0.0359083	0.1243901	-0.0431254	0.1149420
11	12	3.3811917	1.0910092	2.6879975	4.0743858
12	12	6.4975750	2.3968515	4.9746882	8.0204618

Os valores das médias diferiram entre alguns grupos e se aproximaram em outros. Observou-se que os desvios-padrão não são muito diferentes entre si, o que nos dá uma idéia de homogeneidade entre as variâncias.

O Gráfico 1 ilustra as estatísticas na tabela 3 e o teste de comparação de média de Tukey.

GRÁFICO 1

Médias, intervalos de confiança (95%) dos dados na sua escala original e letras mostrando as diferenças indicadas através do teste de Tukey com nível de significância alfa de 5% ($\alpha=0,05$).



Os gráficos (2, 3, 4, 5, 6 e 7) demonstram os valores médios de resistência à tração, em diferentes tempos de armazenagem.

GRÁFICO 2

Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (Morelli® - MPa) com 2 dias de armazenagem.

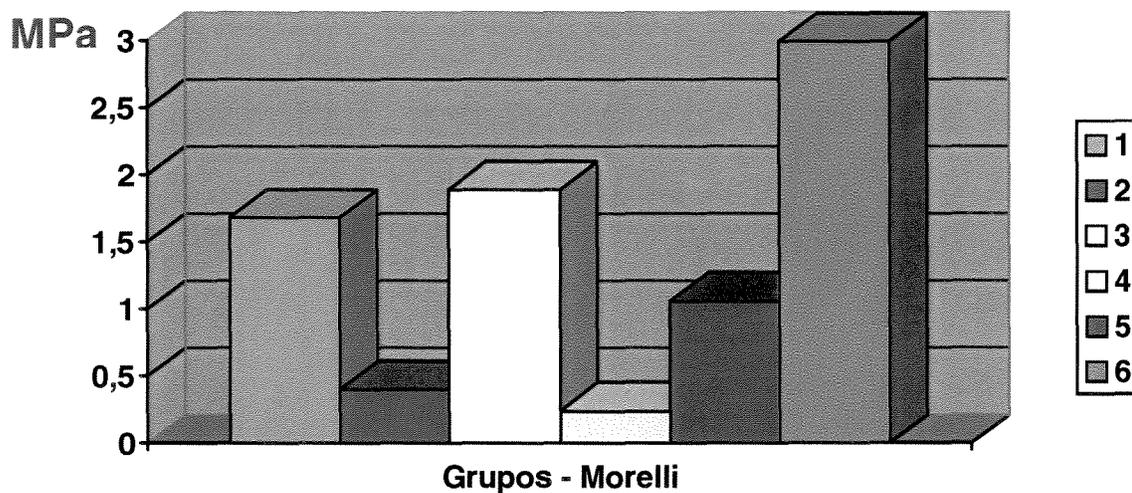


GRÁFICO 3

Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (Morelli® - MPa) com 30 dias de armazenagem.

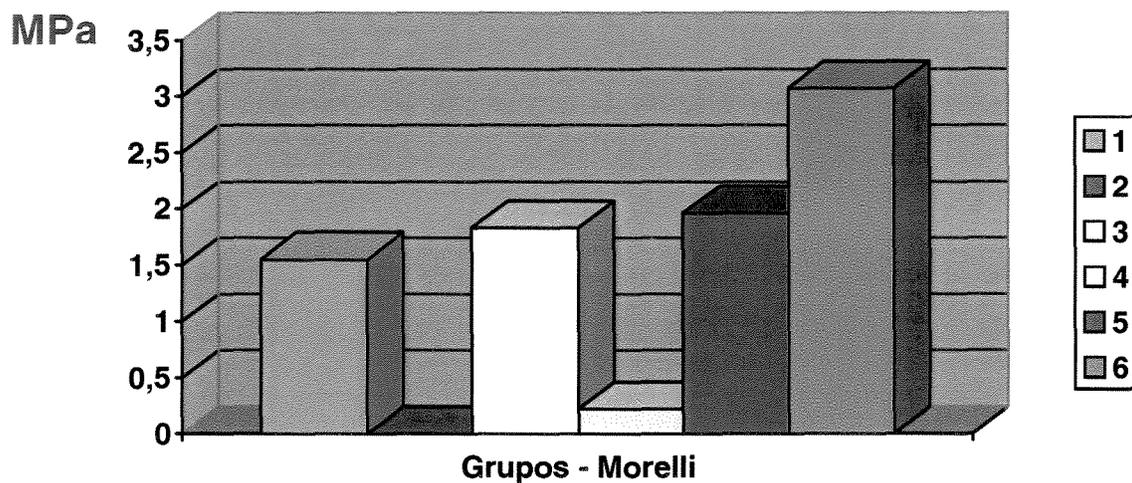


GRÁFICO 4

Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (Morelli® - MPa) com 90 dias de armazenagem.

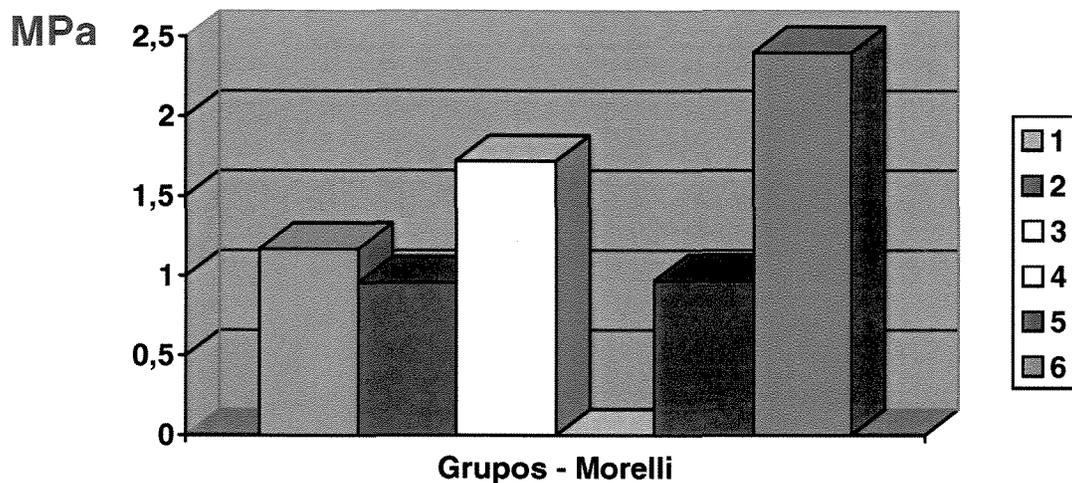


GRÁFICO 5

Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (Ormco® - MPa) com 2 dias de armazenagem.

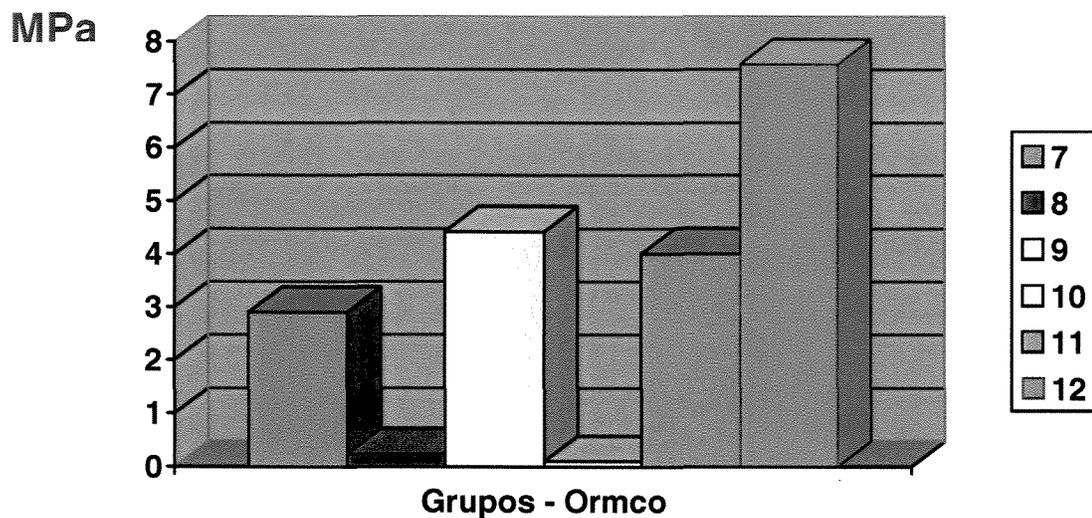


GRÁFICO 6

Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (Ormco® - MPa) com 30 dias de armazenagem.

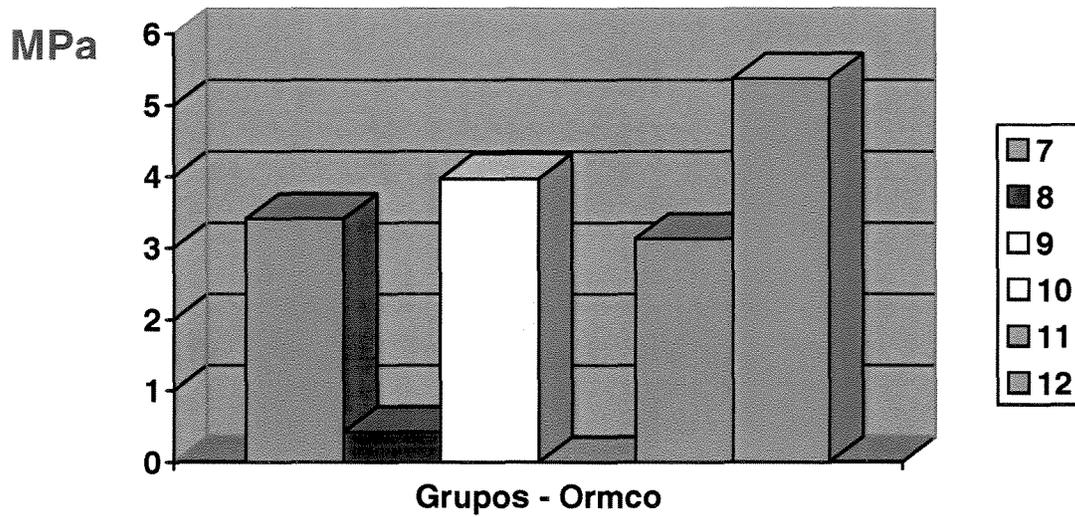
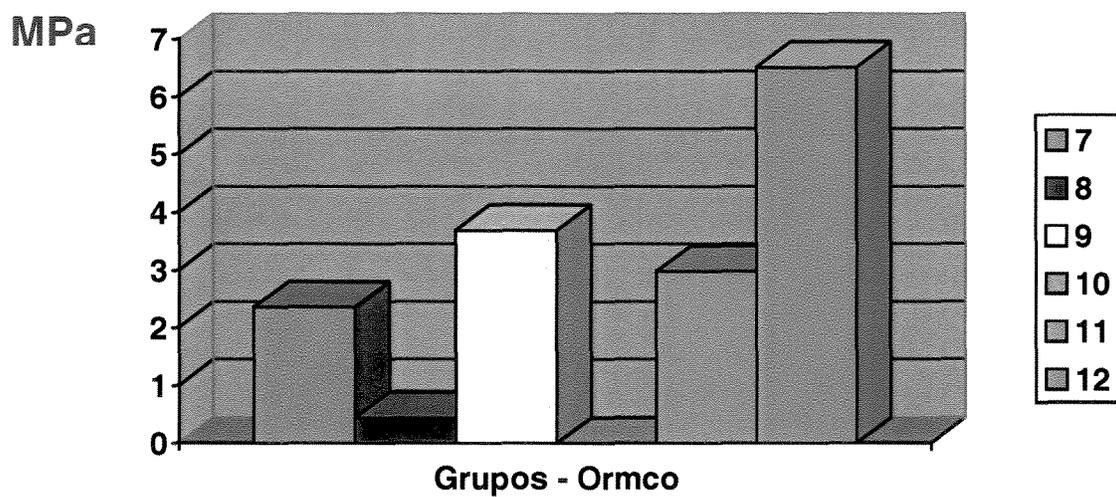


GRÁFICO 7

Valores médios da resistência à tração da união esmalte-botão (Ormco® - MPa) com 90 dias de armazenagem.



Os valores expressos em kgf/cm^2 e MPa em todos os períodos de armazenagem, estão disponíveis nos anexos.

6 – DISCUSSÃO

A inclusão dental é um problema clínico-cirúrgico importante, dado a frequência com que ocorre, e as suas conseqüências locais (SAAD NETO & CARVALHO, 1983).

BIEDERMAN, em 1968, foi o primeiro a usar o termo “ortodôntico-cirúrgico” para descrever a operação de expor a coroa e posicionar o dente incluso no arco dental. Esse termo compreende a exposição cirúrgica da coroa, com mecânica ortodôntica (SAAD NETO *et al.*, 1985)

Para BISHARA *et al.* (1992) a exposição cirúrgica da coroa com a colagem direta de um acessório ortodôntico no dente incluso é preferível, quando comparada à outras técnicas cirúrgicas, uma vez que a remoção do tecido ósseo seria mais conservadora. Portanto, no nosso trabalho, procuramos realizar a técnica de tração através de colagem de acessório ortodôntico, por ser menos traumática aos tecidos bucais segundo relatos na literatura.

Entretanto a principal desvantagem desta técnica seria a necessidade de uma superfície do esmalte seca durante o procedimento de colagem, pois a contaminação no campo operatório com saliva, sangue ou esquírolas ósseas poderia interferir com a colagem do acessório ortodôntico (NIELSEN & WINKLER, 1975; HOCEVAR 1979, SAAD NETO *et al.*, 1985; MORAES, 1998). Para isso o ideal seria a utilização de um material que permitisse a contaminação ou que fosse menos sensível a ela, sem perder sua propriedade de adesão. Por isso o cimento de ionômero de vidro modificado por resina foi testado no nosso experimento.

O envelhecimento *in vitro* das amostras através da termociclagem em nosso experimento, foi importante para simular o envelhecimento sofrido pelo material adesivo. Era preciso verificar se o material cimentante perderia suas propriedades de resistência com o tempo, pois sabemos que para o tracionamento ortodôntico-cirúrgico, existe a necessidade de diferentes períodos de tração, dependendo do tipo de inclusão dental. Este procedimento também foi reportado por outros autores como uma forma de simular condições bucais durante

todo tratamento ortodôntico (EWOLDSE *et al.*, 1995; BISHARA *et al.*, 1998).

Foi possível verificar em nosso trabalho a ausência de diferenças estatisticamente significantes em relação aos tempos de armazenagem. Isso talvez possa ser explicado pelo tipo de material utilizado no nosso experimento. A incorporação de componentes resinosos, que resultou nos cimentos de ionômero de vidro modificado por resina, fazem com que esses materiais apresentem 2 ou 3 presas: reação ácido-básica normal dos ionômeros convencionais e uma reação por fotoativação dos radicais livres, que pode se continuar com uma polimerização química da fase resinosa. Diante disso, a adição destes componentes resinosos e iniciadores de polimerização, permitem, além de melhorar algumas propriedades físicas do material, ainda possibilitam um endurecimento imediato logo após a polimerização da resina. Embora isso não tenha um efeito significativo na reação de geleificação tradicional, que continua de maneira usual, fornece resistência imediata à incorporação e perda de água. Outro fator importante é que o teste tração só foi iniciado 2 dias após a

armazenagem, não tendo sido realizado o ensaio mecânico antes das primeiras 24 horas (momento em que a reação de geilificação está sendo processada), onde teoricamente este cimento poderia ter menores médias de resistência. Alguns autores relataram não observar diferenças significantes nas propriedades físicas dos ionômeros modificados com resina, imediatamente após a polimerização, e subsequente armazenagem em água, já que essa reação permite uma redução da sensibilidade inicial à umidade (MITRA, 1991). Já McCARTHY & HONDRUM (1994) encontraram ganho na resistência em diferentes períodos de armazenagem (1h, 24h e 7dias), porém sem diferenças estatisticamente significantes. Esta estabilidade verificada em nosso trabalho e na literatura é uma característica interessante para utilização do cimento de ionômero de vidro no tratamento ortodôntico-cirúrgico.

O princípio básico do tracionamento ortodôntico-cirúrgico é a aplicação de uma força, principalmente a extrusiva, no dente incluso, com magnitude suficiente para induzir a movimentação ortodôntica, solicitada para deslocá-lo em direção à cavidade bucal. Esta força

oscila inicialmente de 40g a 60 g, podendo atingir até 150 g, sendo suficiente para proporcionar a movimentação dental (PURICELLI, 1998). Já BISHARA *et al.*, (1992), recomendam uma força de no máximo de 60 g para promover a movimentação de caninos inclusos. Em nosso trabalho, como pode-se observar na Tabela 3 e no Gráfico 1, 8 (grupos 1, 3, 5, 6, 7, 9, 11 e 12) dos 12 grupos apresentaram forças de resistência à tração superiores as clinicamente necessárias para tracionar um dente incluído. Já nos grupos 2, 4, 8 e 10 não se obteve uma resistência suficiente, além de que, durante o processo de termociclagem, grande parte dos botões ortodônticos se soltaram em pelo menos metade da amostra de cada grupo, nos seus respectivos períodos de armazenagem, antes mesmo de se realizar o teste de tração.

A presença do sangue na superfície do esmalte dentário antes da colagem do acessório ortodôntico, determinou uma resistência extremamente baixa nos grupos 2, 4, 8 e 10 (Tabela 3 e Gráfico 1). Embora alguns autores na nossa revisão de literatura (SILVERMAN *et al.*, 1995; EWOLDSEN *et al.*, 1995) sugerem a

colagem em superfície com saliva e água, com sangue o comportamento parece ser diferente. Uma película espessa contendo componentes de natureza protéica e lipídica estão presentes no sangue, podendo funcionar como uma camada sobre o esmalte que impeça ou diminua a ligação química e o embricamento mecânico entre o esmalte e o cimento, comprometendo as propriedades adesivas deste material. Desta forma sugerimos evitar ou minimizar o efeito da contaminação, antes da adaptação do acessório ortodôntico, independente se o condicionamento ácido tenha sido efetuado, pois a contaminação foi crítica nos grupos que tiveram suas superfícies contaminadas com sangue antes de adaptar os acessórios ortodônticos. Através de uma técnica cirúrgica cuidadosa, utilizando de um boa sucção, um auxiliar treinado, e uma hemostasia no campo operatório poderemos evitar ou diminuir a contaminação, e caso ela aconteça, o procedimento deverá ser repetido.

A melhor reprodução clínica da contaminação no interior da loja cirúrgica é quando ela acontece após a colagem do acessório antes de fotopolimerizar. Neste momento o sangue atinge as borda do

material cimentante e do botão. A presença do sangue nesta ocasião pode diminuir a polimerização, por evitar a penetração da luz do fotopolimerizador, bem como funcionar como uma zona de fragilidade, facilitando um descolamento do conjunto (acessório/cimento). Porém em nosso trabalho os grupos 3, 5, 9, e 11 representados pela contaminação após a adaptação do acessório ortodôntico obtiveram resistência suficiente para suportar as forças ortodônticas. Eles apresentaram uma resistência que variou em média de 1,47 MPa à 3,99 MPa.

Outra variável testada no nosso experimento foi o condicionamento ácido. Dos 5 grupos que tiveram médias numéricas mais altas (grupos 7, 6, 11, 9 e 12) 3 grupos (6, 9 e 12) tiveram suas superfícies condicionadas com ácido fosfórico a 37%. O condicionamento ácido vem sendo sugerido onde a colagem é problemática, e onde há indicação de força de adesão máxima (JOBALIA *et al.*, 1997; CACCIAFESTA *et al.*, 1998; BISHARA *et al.*, 1998; NAVARRO & PASCOTTO, 1998). Já SILVA FILHO *et al.* (1995a), não encontraram diferenças dos grupos tratados com ou sem

condicionamento ácido. Ainda segundo NIELSEN & WINKLER (1975) & MOUSER (1980), o uso do ácido ao redor do dente no interior da loja cirúrgica, coagula o sangue e diminui os pontos hemorrágicos. Eles observaram que a presença de ácido fosfórico parece não alterar os tecidos, sem nenhuma complicação no reparo da ferida cirúrgica durante a avaliação clínica.

Já nos grupos 1, 5, 7 e 11 que não tiveram as superfícies condicionadas com ácido, apresentaram resistência suficiente para submeter-se ao tracionamento ortodôntico-cirúrgico, variando em média de 1,47 MPa à 3,38 MPa. Como a união do cimento de ionômero de vidro é mais química do que mecânica (embricamento), o condicionamento da superfície pode até ser evitado neste procedimento de colagem. Entretanto como o ambiente no interior da ferida cirúrgica é crítico, o uso do condicionamento ácido pode ser uma variável importante sempre que se queira mais resistência.

A qualidade da união não está somente na dependência do material fixador. O tipo de botão ortodôntico, a forma, o tamanho e a geometria da base dos acessórios também podem influenciar nos

5. RESULTADOS

Os dados obtidos foram agrupados em tabelas (Apêndice) e suas médias submetidas a análise estatística. Realizou-se análise de variância para verificar a significância ao nível de 5% e após o teste de Tukey para comparação entre as médias das variáveis estudadas.

5.1. Discrepância marginal vertical:

TABELA 6: Quadro da análise de variância das médias da discrepância marginal vertical.

CAUSAS DA VARIAÇÃO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
CONV	1	2381.6531250	2381.6531250	17.0641	0.00026
ALÍVIO	1	6817.2781250	6817.2781250	48.8446	0.00001
CIMENTO	1	24657.7531250	24657.7531250	176.6685	0.00001
CON*ALI	1	208.0125000	208.0125000	1.4904	0.22391
CON*CIM	1	336.2000000	336.2000000	2.4088	0.12106
ALI*CIM	1	0.1125000	0.1125000	0.0008	0.97585
RESIDUO	73	10188.6656250	139.5707620		
TOTAL	79	44589.6750000			
MÉDIA GERAL =		101.550003	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO = 11.634 %		

A análise de Variância mostrou que não houve interação entre as variáveis estudadas, sendo as médias agrupadas na TAB. 7.

TABELA 7: Médias da discrepância marginal vertical em função da convergência axial, alívio interno e agente cimentante.

Convergência	Alívio	Discrepância marg. vert. (μm)	
		SB	EF
24°	Sim	79,83 aB	118,95 aA
	Não	94,98 bB	134,28 bA
32°	Sim	69,63 aB	100,88 aA
	Não	91,55 bB	122,33 bA

Médias seguidas de letras distintas (Minúsculas na vertical e maiúsculas na horizontal) dentro de cada nível do fator convergência, diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

TABELA 8: Teste de Tukey para médias de convergência.

TRATAMENTO	REPETIÇÕES	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%
24°	40	107.006250	107.006250	a
32°	40	96.093750	96.093750	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ($p < 0,05$).

5.1.1. Efeito do grau de convergência axial:

5.1.1.1. Efeito do grau de convergência axial na discrepância marginal vertical, com alívio interno:

Os valores médios obtidos com as convergências de 24° e de 32° com a presença de alívio foram: para o cimento SB: de 79,83 μm e de 69,63 μm ; para o cimento EF: 118,95 μm e de 100,88 μm . (GRAF. 6)

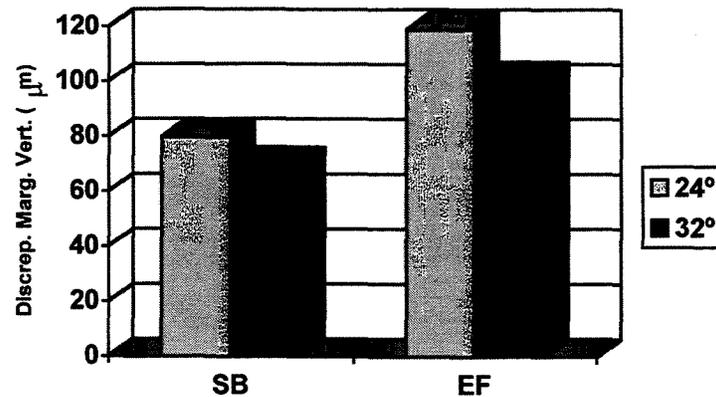


GRÁFICO 6: Discrepância marginal vertical, com a utilização de alívio, nas convergências de 24° e de 32°.

5.1.1.2. Efeito do grau de convergência axial na discrepância marginal vertical, sem alívio interno:

Os valores médios obtidos com as convergências de 24° e de 32° sem a utilização de alívio foram: para o cimento SB: de 94,98 μm e de 91,55 μm ; para o cimento EF: 134,28 μm e de 122,33 μm . (GRAF. 7)

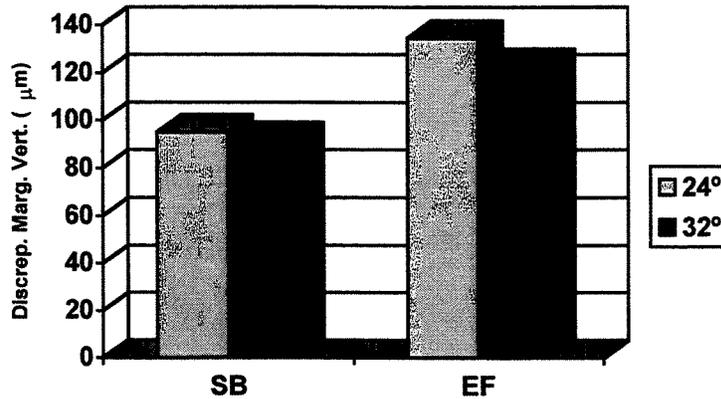


GRÁFICO 7: Discrepância marginal vertical, sem a utilização de alívio, nas convergências de 24° e de 32°.

5.1.2. Efeito do alívio interno:

5.1.2.1. Efeito da utilização do alívio interno na discrepância marginal vertical, na convergência axial de 24°:

Os valores médios obtidos com a utilização ou não de alívio interno, na convergência axial de 24°, para o cimento SB foram: de 79,83 μm e de 94,98 μm ; para o cimento EF: de 118,95 μm e de 134,28 μm . (GRAF. 8)

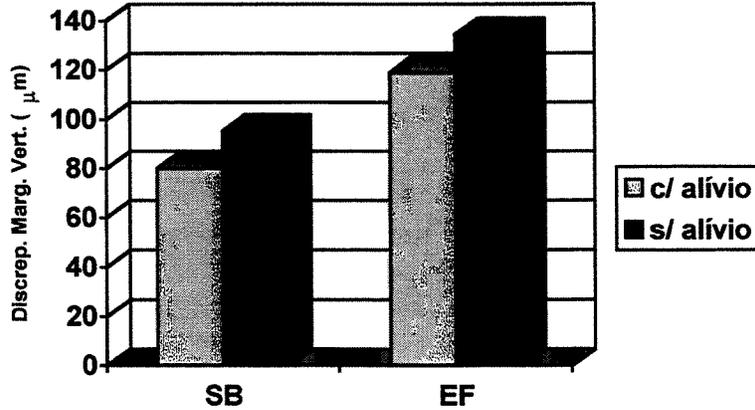


GRÁFICO 8: Discrepância marginal vertical, na convergência de 24°, com e sem a utilização de alívio interno.

5.1.2.2. Efeito da utilização do alívio interno na discrepância marginal vertical, na convergência axial de 32°:

Os valores médios obtidos com a utilização ou não de alívio interno, na convergência axial de 32°, para o cimento SB foram: de 69,63 μm e de 91,55 μm; para o cimento EF: de 100,88 μm e de 122,33 μm. (GRAF. 9).

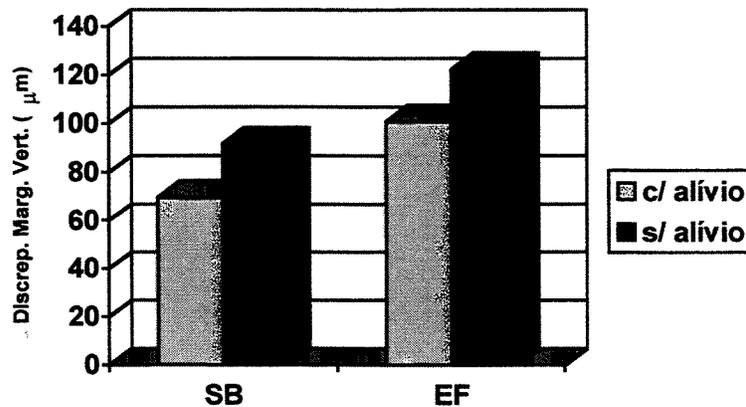


GRÁFICO 9: Discrepância marginal vertical, na convergência de 32°, com e sem a utilização de alívio interno.

5.1.3. Efeito do agente cimentante:

5.1.3.1. Efeito do agente cimentante na discrepância marginal vertical, na convergência axial de 24°:

Os valores médios obtidos com o cimento SB e o cimento EF, na convergência axial de 24° foram: com alívio: de 79,83 μm e de 118,95 μm ; sem alívio: de 94,98 μm e de 134,28 μm . (GRAF. 10).

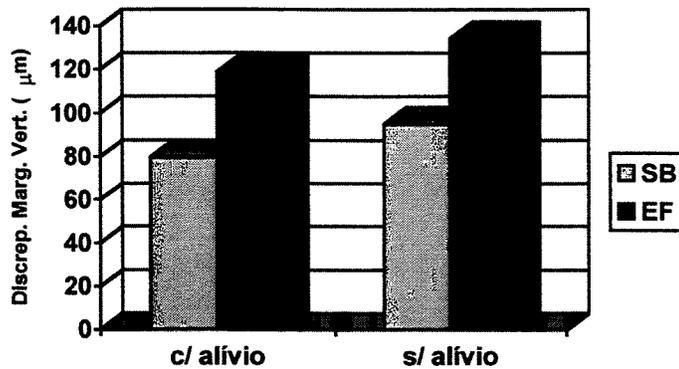


GRÁFICO10: Discrepância marginal vertical, na convergência de 24°, conforme o agente cimentante.

5.1.3.2. Efeito do agente cimentante na discrepância marginal vertical, na convergência axial de 32°:

Os valores médios obtidos com o cimento SB e o cimento EF, na convergência axial de 32° foram: com alívio: de 69,63 μm e de 100,88 μm ; sem alívio: de 91,55 μm e de 122,33 μm . (GRAF. 11).

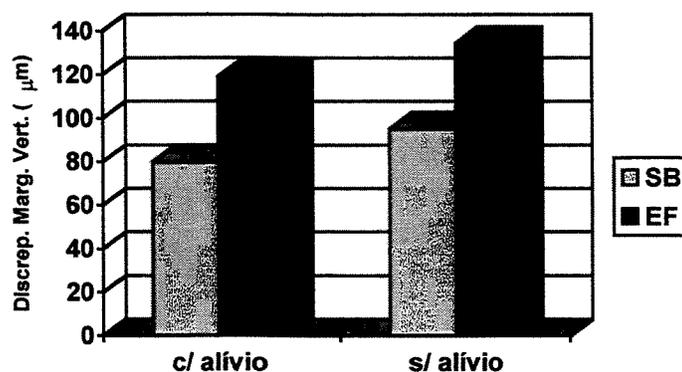


GRÁFICO 11: Discrepância marginal vertical, na convergência de 32°, conforme o agente cimentante.

5.2. Resistência à Tração:

TABELA 9: Quadro da análise de variância das médias dos ensaios de tração

CAUSAS DA VARIACAO	G.L.	S.Q.	Q.M.	VALOR F	PROB.>F
CONV	1	11405.8041645	11405.8041645	56.1345	0.00001
ALIVIO	1	4504.0440327	4504.0440327	22.1670	0.00007
CIMENTO	1	5756.3885032	5756.3885032	28.3305	0.00002
CON*ALI	1	2.8436843	2.8436843	0.0140	0.90200
CON*CIM	1	4462.4357664	4462.4357664	21.9622	0.00008
ALI*CIM	1	0.2435825	0.2435825	0.0012	0.97121
RESIDUO	73	14832.6625738	203.1871585		
TOTAL	79	40964.4223074			

MEDIA GERAL = 71.095879 COEFICIENTE DE VARIACAO = 20.050 %

A análise de variância mostrou interação entre convergência axial e o agente cimentante nos ensaios de tração, sendo as médias agrupadas na TAB. 10.

TABELA 10: Médias da resistência à tração em função do alívio interno, convergência axial, e agente cimentante.

Alívio Interno	Convergência	Resistência à tração (Kgf)	
		SB	EF
Sim	24°	91,02 aA	59,67 aB
	32°	53,02 bA	50,66 aA
Não	24°	106,95 aA	74,51 aB
	32°	67,32 bA	65,62 aA

Médias seguidas de letras distintas (Minúsculas na vertical e maiúsculas na horizontal) dentro de cada nível do fator alívio, diferem entre si pelo teste de Tukey ($p < 0,05$).

TABELA 11: Teste de Tukey para médias de alívio

TRATAMENTO	REPETIÇÕES	MÉDIAS	MÉDIAS ORIGINAIS	5%
Não	40	78.599248	78.599248	a
Sim	40	63.592501	63.592501	b

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ($p < 0,05$).

5.2.1. Efeito do grau de convergência axial:

5.2.1.1. Efeito do grau de convergência axial na resistência à tração, com alívio interno:

Os valores médios obtidos para a resistência à tração, com as convergências de 24° e de 32° com a presença de alívio foram: para o cimento SB: de 91,02 Kgf e de 53,02 Kgf; para o cimento EF: 59,67 Kgf e de 50,66 Kgf. (GRAF. 12)

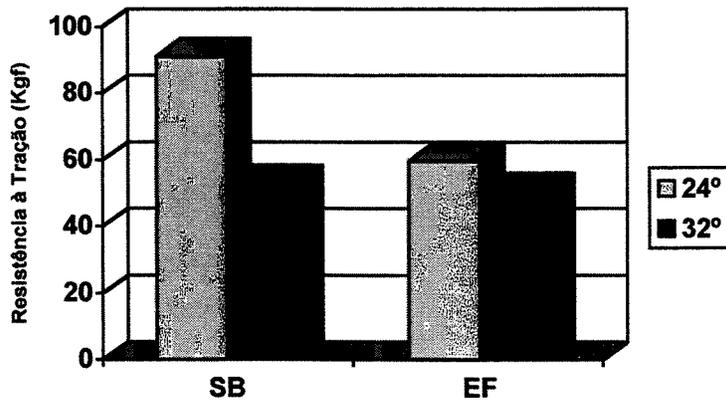


GRÁFICO 12: Resistência à Tração , com a utilização de alívio, nas convergências de 24° e de 32°.

5.2.1.2. Efeito do grau de convergência axial na resistência à tração, sem alívio interno:

Os valores médios obtidos com as convergências de 24° e de 32° sem a utilização de alívio foram: para o cimento SB: de 106,95 Kgf e de 67,32 Kgf; para o cimento EF: 74,51 Kgf e de 65,62 Kgf. (GRAF. 13)

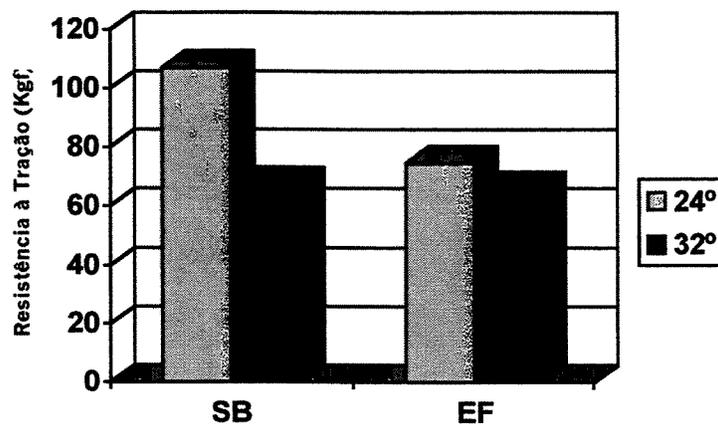


GRÁFICO 13: Resistência à Tração , sem a utilização de alívio, nas convergências de 24° e de 32°.

5.2.2. Efeito do alívio interno:

5.2.2.1. Efeito da utilização do alívio interno na resistência à tração, na convergência axial de 24°:

Os valores médios da resistência à tração obtidos com a utilização ou não de alívio interno, na convergência axial de 24°, para o cimento SB foram: de 91,02 Kgf e de 106,95 Kgf; para o cimento EF: de 59,67 Kgf e de 74,51 Kgf. (GRAF. 14)

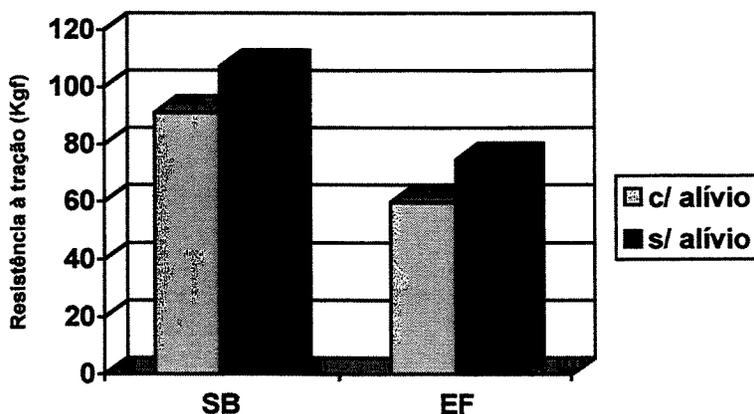


GRÁFICO 14: Resistência à Tração, na convergência de 24°, com e sem a utilização de alívio interno.

5.2.2.2. Efeito da utilização do alívio interno na resistência à tração, na convergência axial de 32°:

Os valores médios de resistência à tração, obtidos com a utilização ou não de alívio interno, na convergência axial de 32°, para o cimento SB foram: de 53,02 Kgf e de 67,32 Kgf; para o cimento EF: de 50,66 Kgf e de 65,62 Kgf (GRAF. 15).

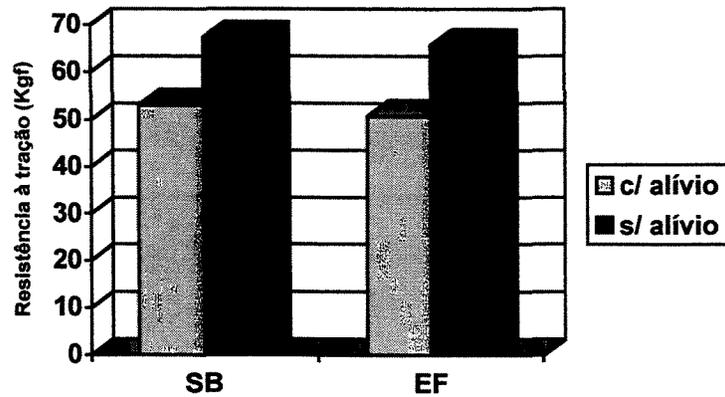


GRÁFICO15: Resistência à Tração, na convergência de 32°, com e sem a utilização de alívio interno.

5.2.3. Efeito do agente cimentante:

5.2.3.1. Efeito do agente cimentante na resistência à tração, na convergência axial de 24°:

Os valores médios de resistência à tração, obtidos com o cimento SB e o cimento EF, na convergência axial de 24° foram: com alívio: de 91,02 Kg e de 59,67 Kg; sem alívio: de 106,95 Kg e de 74,51 Kg. (GRAF. 16).

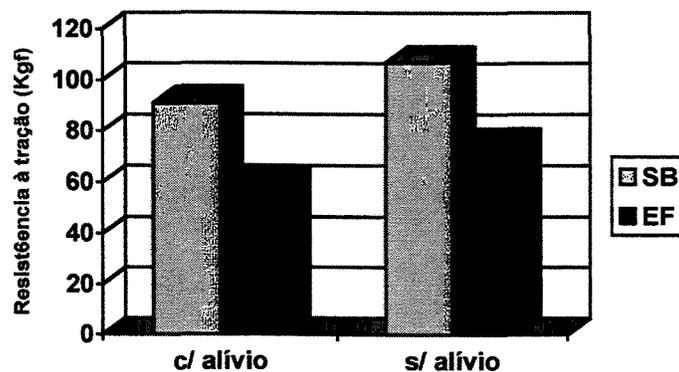


GRÁFICO 16: Resistência à Tração, na convergência de 24°, conforme o agente cimentante.

5.2.3.2. Efeito do agente cimentante na resistência à tração, na convergência axial de 32°:

Os valores médios da resistência à tração, obtidos com o cimento SB e o cimento EF, na convergência axial de 32° foram: com alívio: de 53,02 Kgf e de 50.66 Kgf; sem alívio: de 67,32 Kgf e de 65,62 Kgf. (FIG. 25).

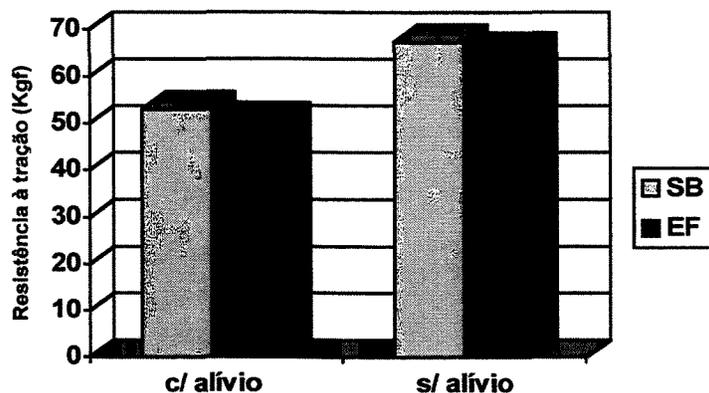


GRÁFICO 17: Resistência à Tração, na convergência de 32°, conforme o agente cimentante.

6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

6.1. Efeito do Grau de Convergência Axial:

Nossos resultados mostraram que os cimentos resinosos obtiveram uma melhor adaptação quando ocorreu aumento da convergência axial. Estes dados confirmam que o aumento na convergência das paredes do preparo, é um dos fatores que tende a melhorar a adaptação da coroa total, indo ao encontro dos estudos de JORGENSEN²² (1960), EAMES et al.¹¹ (1978), FIGUEIRÓ¹⁵ (1997). Assim como, possibilita também a diminuição da pressão hidráulica nas superfícies do preparo, no ato da cimentação das coroas, possibilitando maior escoamento do agente cimentante.

Quando estes preparos foram submetidos à remoção por tração, demonstraram menor resistência quando a convergência foi aumentada de 24° para 32°, tendo como agente cimentante o cimento SB. Confirmando os estudos de SARAFIANOU & KAFANDARIS⁴⁴ (1997), que também detectaram perda de retenção com o aumento da convergência, quando utilizaram cimentos resinosos. Estes resultados, possibilitam a hipótese de que, os cimentos *per si*, não são agentes isolados da estabilidade mecânica de uma coroa sobre o seu preparo. Quando o preparo apresenta características retentivas deficientes e o cimento chega no seu limite de resistência, a prótese desloca-se de seu assentamento. Outros estudos como os de ANNERSTEDT et al.² (1996), e EL-MOWAFY et al.¹² (1996), corroboram com esta hipótese. Os primeiros, relataram redução da resistência em torno de 40 a 50%, com o acréscimo da convergência de 5° para 10°.

Embora o aumento da convergência melhore consideravelmente a adaptação da prótese, cria-se com ela uma situação incomoda, pois quando o agente cimentante é submetido à variações térmicas e carga progressiva ele deixa de ser um elemento útil para a estabilização mecânica da prótese.

6.2. Efeito do Alívio Interno:

A utilização do alívio interno, é largamente usado nos laboratórios de prótese, com a justificativa de que é um incremento válido, para melhorar a adaptação de próteses fixas, principalmente as do tipo coroa total.

Nossos estudos realmente mostraram, que o emprego do alívio sobre as preparações do tipo coroa total foram positivas, melhorando a adaptação das próteses sobre os respectivos preparos. Estes resultados, estão de acordo com os de CAMPAGNI et al.⁶ (1986), STEPHANO et al.⁴⁸ (1989), MANTOVANI et al.²⁴ (1990).

Os trabalhos de TJAN & SARKISSIAN⁵⁰ (1984) e o de PASSON et al.³⁴ (1992), não constataram diferenças na resistência à remoção por tração de coroas confeccionadas com alívio interno, cimentadas com fosfato de zinco. Estes resultados, talvez tenham sido influenciados pelo tipo de material utilizado como dente. O plástico, provavelmente deve ter tido alguma afinidade com algum dos componentes químicos do cimento de fosfato de zinco, porque nem com o aumento do número de camadas (16) do espaçador, os pesquisadores não observaram diferença na resistência à tração. Outro fator importante a ser considerado, foi que em ambos os trabalhos não houve a realização de ciclagem térmica dos corpos-de-prova. Este fator fez com que os corpos-de-prova não fossem submetidos à fadiga, pela diferença do coeficiente de expansão térmica dos diferentes materiais utilizados. Nossos resultados, diferem significativamente porque quando os corpos-de-prova foram submetidos à tração, observamos maior resistência ao deslocamento, entre os corpos-de-prova, nos quais não foram utilizados espaçadores, independentemente do grau de convergência dos preparos e do agente cimentante empregado.

Um resultado discutível, foi encontrado por RENO³⁸ (1988), que ao aplicar alívio em modelos de preparos para coroa total, observou que as coroas assim obtidas e sem cimentação, aumentavam a sua tensão friccional, quando submetidas a remoção por tração. É dito fisicamente, de que quanto

maior for o contato entre duas superfícies, maior será o atrito entre elas, quando uma superfície deslizar sobre a outra. Portanto, é razoável afirmar que, quanto mais afastadas estiverem duas superfícies, menor será o atrito entre elas, quando uma deslizar sobre a outra. Em vista disto, acreditamos que os resultados obtidos por este autor devem ter sido influenciados por variáveis não controladas, tais como: a expansão de presa e térmica do revestimento, porque ele se refere que todas as coroas apresentavam-se clinicamente dentro de padrões aceitáveis para a cimentação.

CARTER & WILSON⁷ (1996), também observaram um aumento na resistência à remoção por tração, de coroas totais cimentadas com fosfato de zinco, que sofreram alívio, durante sua confecção. Importante ressaltar, que a convergência total de 6°, é uma convergência extremamente retentiva, significando 3° em cada parede. Segundo os nossos resultados, é de se esperar que quanto menor a convergência oclusal e ausência de camadas de espaçador, maior será a resistência a remoção por tração de coroas totais. Portanto, o resultado destes autores são contraditórios em relação aos nossos.

6.3. Efeito do Agente Cimentante:

Nossos resultados mostraram que a convergência axial é inversamente proporcional a discrepância marginal vertical. Tendo ficado também evidente, que a presença de alívio nos preparos, diminuiu consideravelmente a discrepância. Outros autores, também estudaram a discrepância marginal, dado a sua importância na clínica. Neste sentido, GAVELIS et al.¹⁷ (1981), relataram uma desadaptação com convergência axial de 10° e término cervical em 90°, de 67 µm, semelhante a por nós encontrada, com uma convergência de 32° (69,63 µm). A aparente ausência de influência do grau de convergência sobre a desadaptação, provavelmente deva-se ao fato do tipo de agente cimentante utilizado para fixar as coroas. LOFSTROM & BARAKAT²³ (1989), encontraram médias de desadaptação em estudos

clínicos, que variaram entre 7 μ m e 65 μ m, utilizando o fosfato de zinco como material para a cimentação de próteses fixas em liga de ouro. EAMES et al.¹¹ (1978), em preparos com convergência axial entre 10-20°, utilizando o fosfato de zinco e cimento resinoso obtiveram uma média de 112 μ m, sendo que a melhor adaptação, foi observada no cimento de fosfato de zinco. CHRISTENSEN¹⁰ (1966), observando o comportamento da adaptação cervical em inlays em ouro, detectou uma média de desadaptação em torno de 119 μ m, enquanto que WHITE & KIPNIS⁵² (1993), comparando a discrepância marginal, após a cimentação com fosfato de zinco e cimentos resinosos, detectaram uma média de 263 μ m, sendo que a cimentação com cimentos resinosos, mostrou pior adaptação que as cimentadas com fosfato de zinco.

Nossos resultados mostraram que o cimento resinoso SB, comparativamente com o EF, obteve melhores resultados independentemente do grau de convergência e da presença de alívio interno. Tal fato provavelmente, deveu-se a diferença de viscosidade entre os dois cimentos, sendo que a viscosidade do cimento SB, provavelmente facilitou o escoamento do mesmo, durante o ato da cimentação.

Os valores encontrados nos ensaios de resistência à tração, variando-se o agente cimentante, apresentaram diferença significativa somente na convergência de 24°, sendo o cimento SB, mais resistente à tração do que o EF.

A inexistência de um protocolo experimental claro, dificulta a comparação dos resultados obtidos com os dados colhidos na literatura. Sabemos que: as ligas metálicas têm composição diferente, assim como o desenho dos preparos; os agentes cimentantes possuem comportamento físico químico diversos; as condições de estresses que os corpos-de-prova são submetidos, também são diferentes; a convergência axial é variável; o tipo de término cervical e a presença de alívio interno também são variáveis que podem ou não estar presentes e que influenciam nos resultados.

7. CONCLUSÃO

Conforme a metodologia proposta e diante dos resultados obtidos, concluiu-se que:

- 7.1. O aumento da convergência axial de 24° para 32°, melhorou a adaptação das coroas totais;
- 7.2. A utilização de alívio interno nas coroas totais melhorou a adaptação cervical;
- 7.3. O cimento resinoso Scotchbond proporcionou uma melhor adaptação cervical nas coroas totais, quando comparado com o cimento Enforce;
- 7.4. O aumento da convergência axial de 24° para 32° diminuiu a resistência à tração do cimento Scotchbond;
- 7.5. A utilização de alívio interno nas coroas totais diminuiu a resistência à tração das mesmas;
- 7.6. Na convergência de 24°, o cimento Scotchbond teve maior resistência à tração quando comparado com o cimento Enforce.

8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. AKINOMOTO, T. Study on adhesion of MMA-TTBO resin to dentin. *Jpn Soc Dent Mater Devices*, Tokyo, v.10, p.42-54, 1991.
2. ANNERSTEDT, A.L. *et al.* Axial wall convergence of full veneer crown preparations. Documented for dental students and general practitioners. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.54, n.2, p.109-112, Apr. 1996.
3. ASSIF, D., AZOULAY, S., GORFIL, C. The degree of zinc phosphate cement coverage of complete crown preparations and its effect on crown retention. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.68, n.2, p.275-278, Aug. 1992.
4. BELSER, U.C., MACENTEE, M.I., RICHTER, W.A. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.53, n.1, p.24-29, Jan. 1985.
5. BOWEN, R.L., RODRIGUEZ, M.S. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.64, n.3, p.378-387, Mar. 1962.
6. CAMPAGNI, W.V. *et al.* Effect of die spacer on the seating of complete cast gold crowns with grooves. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.55, n.3, p.324-328, Mar. 1986.
7. CARTER, S.M., WILSON, P.R. The effect of die-spacing on crown retention. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.9, n.1, p.21-29, Jan./Feb. 1996.

* De acordo com as normas para Referências Bibliográficas da Associação Brasileira de Normas Técnicas (NBR 6023), 1989. Abreviaturas dos periódicos em conformidade com a base de dados Medline.

8. CARTER, S.M., WILSON, P.R. The effects of die-spacing on post-cementation crown elevation and retention. *Aust Dent J*, St Leonards, v.42, n.3, p.192-198, June 1997.
9. CHAN, A.R. *et al.* A short and long-term shear bond strength study using acids of varying dilutions on bovine dentine. *J Dent*, Oxford, v.25, n.2, p.145-152, Mar. 1997.
10. CHRISTENSEN, G.J. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.16, n.2, p.297-305, Mar./Apr. 1966.
11. EAMES, W.B. *et al.* Techniques to improve the seating of castings. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.96, n.3, p.432-437, Mar. 1978.
12. EL-MOWAFY, O.M. *et al.* Retention of metal ceramic crowns cemented with resin cements: effects of preparation taper and height. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.76, n.5, p.524-529, Nov. 1996.
13. ETTINGER, L. *et al.* The evaluation of margins of stainless steel crowns luted with different cements. *J Dent Res*, Washington, v.76, p.155, Mar. 1997. [Abstract, 1129]
14. FEATHERSTONE, J.D., MELLBERG, J.R. Relative rates of progress of artificial carious lesions in bovine, ovine and human enamel. *Caries Res*, Basel, v.15, n.1, p.109-114, 1981.
15. FIGUEIRÓ, C. *Influência da convergência axial na adaptação e microinfiltração de coroas totais fixadas com cimentos de fosfato de zinco, ionômero de vidro e resinoso.* Piracicaba, 1997. 105p. Dissertação (Mestrado em Clínica Odontológica) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.

16. GAAG, E.F.S. *et al.* Avaliação de alguns fatores que podem influir no ajuste e na espessura da película de cimento, na cimentação de coroas totais de dentes posteriores. *Estomatol Cult*, Bauru, v.12, p.41-45, 1982.
17. GAVELIS, J.R. *et al.* The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.45, n.2, p.138-145, Feb. 1981.
18. GRAJOWER, R., ZUBERI, Y., LEWINSTEIN, I. Improving the fit of crowns with die spacers. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.61, n.5, p.555-563, May 1989.
19. GUZMAN, A.F., MOORE, B.K., ANDRES, C.J. Wear resistance of four luting agents as a function of marginal gap distance, cement type, and restorative material. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.10, n.5, p.415-425, Sept./Oct. 1997.
20. HOFFMAN, J.M. Readers' round table: to the editor. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.69, n.5, p.546, May 1993.
21. HORN, H.R. The cementation of crowns and fixed partial dentures. *Dent Clin North Am*, Philadelphia, p.65-81, Mar. 1965.
22. JORGENSEN, K.D. Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand*, Oslo, v.18, p.479-490, 1960.
23. LOFSTROM, L.H., BARAKAT, M.M. Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.61, n.6, p.664-669, June 1989.

24. MANTOVANI, A.V. *et al.* Avaliação do desajuste cervical de coroas de liga de ouro em troquéis de gesso pedra, obtidos a partir de materiais de moldagens diversos. *Revta Odontol Univ Sao Paulo*, São Paulo, v.4, n.1, p.31-37, jan./mar. 1990.
25. MCLEAN, J.W., FRAUNHOFER, J.A. The estimation cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, London, v.131, n.3, p.107-111, Aug. 1971.
26. MEZZOMO, E. *Reabilitação oral para o clínico*. Rio de Janeiro : Santos, 1994. 561p.
27. MORAIS, M.C.S. *et al.* Resistência à remoção por tração e desajuste de infra-estruturas para coroas metalocerâmicas, analisando dois tipos de cimentos. *Rev Fac Odontol Bauru*, Bauru, v.2, n.2, p.7-14, out./dez. 1994.
28. NAKAMICHI, I., IWAKU, M., FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J Dent Res*, Washington, v.62, n.10, p.1076-1081, Oct. 1983.
29. NEDER, V.M. *et al.* Estudo comparativo da resistência à tração da cimentação adesiva de peças de Ni-Cr em dentina. *Rev Odontol Univ Sao Paulo*, São Paulo, v.10, n.3, p.189-194, jul./set. 1996.
30. OESTERLE, L.J., SHELLHART, W.C., BELANGER, G.K. The use of bovine enamel in bonding studies. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, Saint Louis, v.114, n.5, p.514-519, Nov. 1998.
31. OHM, E., SILNESS, J. The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil*, Oxford, v.5, n.4, p.371-375, Oct. 1978.

32. PANNO, F.V. *et al.* Evaluation of the 45-degree labial bevel with a shoulder preparation. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.56, n.6, p.655-661, Dec. 1986.
33. PASHLEY, D.H. *et al.* Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mater*, Oxford, v.11, n.2, p.117-125, Mar. 1995.
34. PASSON, C. *et al.* The effect of multiple layers of die-spacer on crown retention. *Oper Dent*, Seattle, v.17, n.2, p.42-49, Mar./Apr. 1992.
35. PEGORARO, L.F. *et al.* A comparison of bond strengths of complete crowns using two types of cements and three cleaning agents. *Braz Dent J*, Ribeirão Preto, v.9, n.1, p.25-31, 1998.
36. PIOCH, T., STAEHLE, H.J. Experimental investigation of the shear strengths of teeth in the region of the dentino enamel junction. *Quintessence Int*, Berlin, v.27, n.10, p.711-714, Oct. 1996.
37. REEVES, G.W. *et al.* Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper Dent*, Seattle, v.20, n.6, p.230-235, Nov./Dec. 1995.
38. RENO, J.M. *Alívio em troquéis de gesso e sua influência no ajuste e retenção friccional nas coroas totais metálicas antes da cimentação.* Bauru, 1988. 80p. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.
39. RETIEF, D.H. *et al.* Extracted human versus bovine teeth in laboratory studies. *Am J Dent*, San Antonio, v.3, n.6, p.253-258, Dec. 1990.
40. RIBEIRO, S.C. Cimentação em prótese fixa: considerações clínicas. *Ars Curandi Odontol*, São Paulo, v.23, n.7, p.23-27, dez. 1977.

41. ROSENTIEL, S.F., GEGAUFF, A.G. Improving the cementation of complete cast crowns: a comparison of static and dynamic seating methods. *J Am Dent Assoc*, Chicago, v.117, n.7, p.845-848, Dec. 1988.
42. SANO, H. *et al.* Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J Dent Res*, Washington, v.73, n.6, p.1205-1211, June 1994.
43. _____. *et al.* Tensile properties of resin-infiltrated demineralized human dentin. *J Dent Res*, Washington, v.74, n.4, p.1093-1102, Apr. 1995.
44. SARAFIANOU, A., KAFANDARIS, N.M. Effect of convergence angle on retention of resin-bonded retainers cemented with resinous cements. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.77, n.5, p.475-481, May 1997.
45. SCHWARTZ, I.S. A review of methods and techniques to improve the fit of cast restorations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.7, n.1, p.102-122, Sept. 1986.
46. SILVA, W.A.B., SILVA, F.A. Preparo para coroas totais: estabilidade mecânica de retentores. *RGO*, Porto Alegre, v.45, n.6, p.309-315, nov./dez. 1997.
47. SORENSEN, J.A. *et al.* Marginal fidelity and microleakage of porcelain veneers made by two techniques. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.1, p.16-22, Jan. 1992.

48. STEPHANO, C.B. *et al.* Adaptação cervical de coroas totais fundidas com diversas ligas metálicas, usando troquéis com e sem espaçador. *Rev Odontol Univ Sao Paulo*, São Paulo, v.3, n.3, p.383-389, jul./set. 1989.
49. TAN, K., IBBETSON, R. The effect of cement volume on crown seating. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.9, n.5, p.445-451, 1996.
50. TJAN, A.H.L., SARKISSIAN, R. Internal escape channel: An alternative to venting complete crowns. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.52, n.1, p.50-56, July 1984.
51. WANG, C.J., MILLSTEIN, P.L., NATHANSON, D. Effects of cement, cement space, marginal design, seating aid materials, and seating force on crown cementation. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.6, p.786-790, June 1992.
52. WHITE, S.N., KIPNIS, V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.69, n.1, p.28-31, Jan. 1993.
53. _____, YU, Z. Film thickness of new adhesive luting agentes. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.67, n.6, p.782-785, June 1992.
54. _____, INGLES, S., KIPNIS, V. Influence of marginal opening on microleakage of cemented artificial crowns. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.71, n.3, p.257-264, Mar. 1994.
55. WILSON, P.R. Effect of increasing cement space on cementation of artificial crowns. *J Prosthet Dent*, Saint Louis, v.71, n.6, p.560-564, June 1994.
56. WU, J.C., WILSON, P.R. Optimal cement space for resin luting cements. *Int J Prosthodont*, Lombard, v.7, n.3, p.209-215, May/June 1994.

9. APÊNDICE

GRUPO I

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
1	24°	Sim	SB	M			110,70
				D			
2	24°	Sim	SB	M			103,70
				D			
3	24°	Sim	SB	M			100,30
				D			
4	24°	Sim	SB	M			76,97
				D			
5	24°	Sim	SB	M			71,30
				D			
6	24°	Sim	SB	M			99,80
				D			
7	24°	Sim	SB	M			100,30
				D			
8	24°	Sim	SB	M			71,52
				D			
9	24°	Sim	SB	M			86,25
				D			
10	24°	Sim	SB	M			89,40
				D			
11	24°	Sim	SB	M	63,00	94,00	
				D	91,00	69,00	
12	24°	Sim	SB	M	55,00	69,00	
				D	78,00	59,00	
13	24°	Sim	SB	M	73,00	71,00	
				D	64,00	98,00	
14	24°	Sim	SB	M	74,00	91,00	
				D	71,00	85,00	
15	24°	Sim	SB	M	60,00	74,00	
				D	50,00	88,00	
16	24°	Sim	SB	M	69,00	77,00	
				D	75,00	58,00	
17	24°	Sim	SB	M	98,00	99,00	
				D	89,00	69,00	
18	24°	Sim	SB	M	95,00	110,00	
				D	98,00	102,00	
19	24°	Sim	SB	M	97,00	101,00	
				D	95,00	88,00	
20	24°	Sim	SB	M	66,00	76,00	
				D	85,00	69,00	
Médias					77,30	82,35	
Médias					79,83		91,02

GRUPO II

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
21	24°	Sim	EF	M			43,26
				D			
22	24°	Sim	EF	M			45,45
				D			
23	24°	Sim	EF	M			53,21
				D			
24	24°	Sim	EF	M			98,00
				D			
25	24°	Sim	EF	M			68,11
				D			
26	24°	Sim	EF	M			50,20
				D			
27	24°	Sim	EF	M			52,81
				D			
28	24°	Sim	EF	M			57,15
				D			
29	24°	Sim	EF	M			81,02
				D			
30	24°	Sim	EF	M			47,44
				D			
31	24°	Sim	EF	M	145,00	139,00	
				D	123,00	130,00	
32	24°	Sim	EF	M	110,00	145,00	
				D	115,00	120,00	
33	24°	Sim	EF	M	135,00	126,00	
				D	129,00	126,00	
34	24°	Sim	EF	M	94,00	91,00	
				D	103,00	114,00	
35	24°	Sim	EF	M	101,00	91,00	
				D	127,00	98,00	
36	24°	Sim	EF	M	98,00	107,00	
				D	116,00	103,00	
37	24°	Sim	EF	M	113,00	114,00	
				D	137,00	122,00	
38	24°	Sim	EF	M	137,00	123,00	
				D	135,00	131,00	
39	24°	Sim	EF	M	143,00	130,00	
				D	122,00	138,00	
40	24°	Sim	EF	M	114,00	95,00	
				D	116,00	102,00	
Médias					120,65	117,25	
Médias					118,95		59,67

GRUPO III

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
41	24°	NÃO	SB	M	-	-	92,72
				D			
42	24°	NÃO	SB	M	-	-	95,45
				D			
43	24°	NÃO	SB	M	-	-	123,90
				D			
44	24°	NÃO	SB	M	-	-	118,10
				D			
45	24°	NÃO	SB	M	-	-	127,60
				D			
46	24°	NÃO	SB	M	-	-	107,70
				D			
47	24°	NÃO	SB	M	-	-	93,96
				D			
48	24°	NÃO	SB	M	-	-	89,30
				D			
49	24°	NÃO	SB	M	-	-	126,70
				D			
50	24°	NÃO	SB	M	-	-	94,08
				D			
51	24°	NÃO	SB	M	72,00	77,00	-
				D	86,00	76,00	
52	24°	NÃO	SB	M	95,00	112,00	-
				D	119,00	129,00	
53	24°	NÃO	SB	M	85,00	97,00	-
				D	96,00	71,00	
54	24°	NÃO	SB	M	84,00	79,00	-
				D	71,00	72,00	
55	24°	NÃO	SB	M	100,00	112,00	-
				D	115,00	125,00	
56	24°	NÃO	SB	M	83,00	68,00	-
				D	77,00	97,00	
57	24°	NÃO	SB	M	107,00	68,00	-
				D	69,00	110,00	
58	24°	NÃO	SB	M	92,00	93,00	-
				D	82,00	66,00	
59	24°	NÃO	SB	M	104,00	112,00	-
				D	125,00	118,00	
60	24°	NÃO	SB	M	108,00	127,00	-
				D	120,00	100,00	
Médias					94,50	95,45	
Médias					94,98		106,95

GRUPO IV

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
61	24°	NÃO	EF	M	-	-	72,55
				D			
62	24°	NÃO	EF	M	-	-	80,02
				D			
63	24°	NÃO	EF	M	-	-	72,43
				D			
64	24°	NÃO	EF	M	-	-	64,24
				D			
65	24°	NÃO	EF	M	-	-	67,84
				D			
66	24°	NÃO	EF	M	-	-	80,89
				D			
67	24°	NÃO	EF	M	-	-	105,60
				D			
68	24°	NÃO	EF	M	-	-	63,70
				D			
69	24°	NÃO	EF	M	-	-	65,77
				D			
70	24°	NÃO	EF	M	-	-	72,01
				D			
71	24°	NÃO	EF	M	142,00	139,00	-
				D	144,00	147,00	
72	24°	NÃO	EF	M	130,00	131,00	-
				D	132,00	134,00	
73	24°	NÃO	EF	M	114,00	107,00	-
				D	131,00	110,00	
74	24°	NÃO	EF	M	138,00	158,00	-
				D	126,00	162,00	
75	24°	NÃO	EF	M	111,00	131,00	-
				D	124,00	130,00	
76	24°	NÃO	EF	M	155,00	139,00	-
				D	104,00	149,00	
77	24°	NÃO	EF	M	124,00	151,00	-
				D	130,00	144,00	
78	24°	NÃO	EF	M	127,00	142,00	-
				D	125,00	123,00	
79	24°	NÃO	EF	M	150,00	160,00	-
				D	156,00	137,00	
80	24°	NÃO	EF	M	120,00	139,00	-
				D	128,00	127,00	
Médias					130,55	138,00	
Médias					134,28		74,51

GRUPO V

Amostra	Conv.	Alivio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
81	32°	Sim	SB	M			42,13
				D			
82	32°	Sim	SB	M			38,99
				D			
83	32°	Sim	SB	M			57,72
				D			
84	32°	Sim	SB	M			70,27
				D			
85	32°	Sim	SB	M			65,09
				D			
86	32°	Sim	SB	M			69,15
				D			
87	32°	Sim	SB	M			48,38
				D			
88	32°	Sim	SB	M			37,95
				D			
89	32°	Sim	SB	M			40,42
				D			
90	32°	Sim	SB	M			60,07
				D			
91	32°	Sim	SB	M	73,00	61,00	
				D	49,00	49,00	
92	32°	Sim	SB	M	63,00	71,00	
				D	98,00	83,00	
93	32°	Sim	SB	M	50,00	64,00	
				D	49,00	76,00	
94	32°	Sim	SB	M	89,00	45,00	
				D	46,00	69,00	
95	32°	Sim	SB	M	59,00	92,00	
				D	76,00	47,00	
96	32°	Sim	SB	M	83,00	81,00	
				D	73,00	87,00	
97	32°	Sim	SB	M	73,00	70,00	
				D	95,00	49,00	
98	32°	Sim	SB	M	75,00	95,00	
				D	68,00	95,00	
99	32°	Sim	SB	M	92,00	48,00	
				D	56,00	81,00	
100	32°	Sim	SB	M	84,00	50,00	
				D	53,00	68,00	
Médias					70,20	69,05	
Médias					69,63		53,02

GRUPO VI

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
101	32°	Sim	EF	M	-	-	42,30
				D			
102	32°	Sim	EF	M	-	-	43,68
				D			
103	32°	Sim	EF	M	-	-	48,81
				D			
104	32°	Sim	EF	M	-	-	41,09
				D			
105	32°	Sim	EF	M	-	-	40,34
				D			
106	32°	Sim	EF	M	-	-	57,20
				D			
107	32°	Sim	EF	M	-	-	63,18
				D			
108	32°	Sim	EF	M	-	-	58,98
				D			
109	32°	Sim	EF	M	-	-	40,66
				D			
110	32°	Sim	EF	M	-	-	70,40
				D			
111	32°	Sim	EF	M	103,00	110,00	-
				D	93,00	86,00	
112	32°	Sim	EF	M	99,00	98,00	-
				D	110,00	110,00	
113	32°	Sim	EF	M	118,00	99,00	-
				D	83,00	130,00	
114	32°	Sim	EF	M	77,00	89,00	-
				D	97,00	102,00	
115	32°	Sim	EF	M	94,00	119,00	-
				D	103,00	122,00	
116	32°	Sim	EF	M	89,00	82,00	-
				D	84,00	91,00	
117	32°	Sim	EF	M	118,00	82,00	-
				D	116,00	130,00	
118	32°	Sim	EF	M	114,00	82,00	-
				D	87,00	99,00	
119	32°	Sim	EF	M	96,00	83,00	-
				D	89,00	87,00	
120	32°	Sim	EF	M	129,00	128,00	-
				D	93,00	114,00	
Médias					99,60	102,15	
Médias					100,88		50,66

GRUPO VII

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
121	32°	NÃO	SB	M	-	-	77,03
				D			
122	32°	NÃO	SB	M	-	-	73,15
				D			
123	32°	NÃO	SB	M	-	-	60,62
				D			
124	32°	NÃO	SB	M	-	-	54,43
				D			
125	32°	NÃO	SB	M	-	-	52,94
				D			
126	32°	NÃO	SB	M	-	-	59,97
				D			
127	32°	NÃO	SB	M	-	-	58,99
				D			
128	32°	NÃO	SB	M	-	-	74,95
				D			
129	32°	NÃO	SB	M	-	-	81,54
				D			
130	32°	NÃO	SB	M	-	-	79,60
				D			
131	32°	NÃO	SB	M	75,00	79,00	-
				D	87,00	73,00	
132	32°	NÃO	SB	M	89,00	110,00	-
				D	111,00	97,00	
133	32°	NÃO	SB	M	109,00	111,00	-
				D	97,00	107,00	
134	32°	NÃO	SB	M	116,00	98,00	-
				D	91,00	101,00	
135	32°	NÃO	SB	M	75,00	90,00	-
				D	83,00	80,00	
136	32°	NÃO	SB	M	75,00	81,00	-
				D	82,00	75,00	
137	32°	NÃO	SB	M	74,00	87,00	-
				D	84,00	70,00	
138	32°	NÃO	SB	M	91,00	69,00	-
				D	89,00	110,00	
139	32°	NÃO	SB	M	95,00	115,00	-
				D	101,00	91,00	
140	32°	NÃO	SB	M	118,00	101,00	-
				D	97,00	78,00	
Médias					91,95	91,15	
Médias					91,55		67,32

GRUPO VIII

Amostra	Conv.	Alívio	Ag. Ciment.	Face	Adaptação		Tração
					V(um)	L(um)	
141	32°	NÃO	EF	M			50,55
				D			
142	32°	NÃO	EF	M			49,56
				D			
143	32°	NÃO	EF	M			65,77
				D			
144	32°	NÃO	EF	M			54,76
				D			
145	32°	NÃO	EF	M			82,23
				D			
146	32°	NÃO	EF	M			53,93
				D			
147	32°	NÃO	EF	M			54,39
				D			
148	32°	NÃO	EF	M			90,40
				D			
149	32°	NÃO	EF	M			99,06
				D			
150	32°	NÃO	EF	M			55,54
				D			
151	32°	NÃO	EF	M	114,00	127,00	
				D	142,00	133,00	
152	32°	NÃO	EF	M	125,00	140,00	
				D	136,00	116,00	
153	32°	NÃO	EF	M	147,00	101,00	
				D	127,00	98,00	
154	32°	NÃO	EF	M	95,00	140,00	
				D	130,00	135,00	
155	32°	NÃO	EF	M	94,00	120,00	
				D	129,00	97,00	
156	32°	NÃO	EF	M	133,00	130,00	
				D	145,00	125,00	
157	32°	NÃO	EF	M	136,00	125,00	
				D	131,00	140,00	
158	32°	NÃO	EF	M	103,00	95,00	
				D	102,00	135,00	
159	32°	NÃO	EF	M	105,00	118,00	
				D	101,00	103,00	
160	32°	NÃO	EF	M	130,00	141,00	
				D	109,00	140,00	
Médias					121,70	122,95	
Médias					122,33		65,62

valores da resistência à tração. A escolha por um acessório ortodôntico metálico mesmo diante de um material de união fotopolimerizável parece não interferir na polimerização abaixo do acessório, uma vez que esta polimerização ocorre por transluminação, pois o dente permite boa condução de luz (TAVAS & WATTS, 1979 ; KING *et al.*, 1987). Dos 5 primeiros grupos (7, 6, 11, 9 e 12) que tiveram médias numéricas de resistência à tração maiores, em 4 grupos (7, 9, 11 e 12) os botões ortodônticos metálicos da marca Ormco[®] foram utilizados e apenas 1 foi da marca Morelli[®].

Em relação à forma dos acessórios, os botões Morelli[®] possuem um base reta, fato que poderia determinar uma maior espessura de cimento sobre as bordas laterais, funcionando como uma zona de fragilidade. Eles apresentam uma área retentiva menor em sua base o que pode ter determinado nos grupos em que se utilizou de botão Morelli[®] um grande número de falhas na interface cimento/acessório. Já os botões da marca Ormco[®] possuem uma base côncava, desenho este que facilitou a adaptação do acessório à anatomia da superfície do dente e proporcionou melhor adaptação e

menor quantidade de cimento sobre a base do botão, além de possuir uma área mais retentiva, formada pela presença de uma malha metálica trançada. Isto poderia ter sido um dos motivos que fizeram com que os grupos que utilizaram a marca Ormco[®] tivessem resultados melhores em suas médias. A falha na colagem tanto pode ocorrer na interface esmalte-adesivo (adere melhor a base) quanto na base-adesivo (adere melhor ao esmalte). O cimento ionomérico fotopolimerizável exibe adesão mais forte ao aço e à cerâmica que ao esmalte, e seu remanescente sai mais facilmente que o da resina, provocando menos danos a superfície do esmalte (FREITAS, 1999). No nosso experimento, a maioria das falhas ou fraturas ocorreram entre o esmalte e o cimento, porém houve um número considerável de amostras em que esta fratura ocorreu entre o cimento e o acessório, representado principalmente pelos grupos que utilizaram de botões da marca Morelli[®]. E quando o cimento ficou aderido no esmalte dentário, foi facilmente removido. A facilidade de remoção do cimento de ionômero de vidro do esmalte dentário foi também relatado por NAVARRO & PASCOTTO (1998) & FREITAS (1999). Além da facilidade de remoção dos braquetes, a ausência de danos à estrutura

do esmalte é uma vantagem da utilização deste material mesmo utilizando de condicionamento ácido.

Ao nosso ver, a utilização clínica do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Fuji Ortho LC[®]) para o tracionamento ortodôntico-cirúrgico de dentes inclusos, utilizando-se de dispositivos ortodônticos metálicos é um procedimento previsível quando bem executado.

7 – CONCLUSÕES

- 1) O cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável obteve resistência *in vitro* suficiente para se submeter à forças ortodônticas convencionais para tracionamento de dentes inclusos.
- 2) A contaminação com sangue momentos antes da adaptação do acessório ortodôntico, promoveu um descolamento precoce do acessório diminuindo a resistência à tração da união.
- 3) A contaminação com sangue, após a adaptação do acessório ortodôntico, não alterou a resistência à tração da união do cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável ao esmalte.
- 4) O condicionamento ácido aumentou a resistência à tração na união entre esmalte/botões ortodônticos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

1. ARCHER, W.H. Surgical treatment of oral cysts. **Trans. Int. Conf. Oral Surg.**, Copenhagen, p.152, 1967.
2. BASDRA, E.K., HUBER, H., KOMPOSCH, G. Fluoride release from orthodontic bonding agents alters the enamel surface and inhibits enamel demineralization in vitro. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.109, n.5, p.466-472, May 1996.
3. BERTOZ, F.A. *et al.* Ionômero de vidro como meio cimentante de bráquetes. Estudo clínico. **Ortodontia**, São Paulo, v.24, n.1, p.41-43, jan./abr. 1991.
4. BISHARA, S.E., ORTHO, D. Impacted maxillary canines: a review. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.101, n.2, p.159-171, Feb. 1992.
5. _____. *et al.* Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.114, n.1, p.80-87, Jan. 1998.

* De acordo com a NBR-6023, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), de 1989. Abreviaturas dos periódicos de acordo com o "World List of Scientific Periodicals".

6. _____. *et al.* Management of impacted canines. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.69, n.4, p.371-387, Apr. 1976.
7. BOYD, R.L. Clinical assessment of injuries in orthodontic movement of impacted teeth. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.82, n.6, p.478-485, Dec. 1982.
8. BUONOCORE, M.G. A simple method for increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. dent. Res.**, Washington, v.34, n.6, p.849-853, Dec. 1955.
9. CACCIAFESTA, V. *et al.* Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a light-cured glass ionomer cement. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.113, n.3, p.402-407, Mar. 1998.
10. CAPELOZZA, L. *et al.* Estudo comparativo in vitro da resistência à tração de bráquetes colados com um cimento de ionômero de vidro (Fuji ORTHO LC) e uma resina composta (Concise). **Revta Dent. Press Ortod. Ortop. Facial**, Maringá, v.2, n.4, p.65-70, jul./ago. 1997.
11. CARSTESSEN, W. Clinical results after direct bonding of brackets using shorter etching times. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.89, n.1, p.70-72, Jan. 1986.

12. COOK, P.A., YOUNGSON, C.C. *An in vitro* study of the bond strength of a glass ionomer cement in the direct bonding of orthodontic brackets. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.15, n.4, p.247-253, Nov. 1988.
13. _____, _____. A fluoride containing composite resin – an *in vitro* study of a new material for orthodontic bonding. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.16, n.3, p.207-212, Aug. 1989.
14. CRESCINI, A. *et al.* Tunnel traction of infraosseous impacted maxillary canines. A three-year periodontal follow-up. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.105, n.1, p.61-72, Jan. 1994.
15. EWOLDSSEN, N. *et al.* Effects of enamel conditioning on bond strength with a restorative lighth-cured glass ionomer. **J. clin. Orthod.**, Boulder, v.29, n.10, p.621-624, Oct. 1994.
16. FAUST, J.B. *et al.* Penetration coefficient, tensile strenght and bond strengt of thirteen direct bonding orthodontic cements. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.73, n.5, p.512-525, May 1978.
17. FREITAS, P.C. Cimento de ionômero de vidro como alternativa na colagem em ortodontia. **Ortodontia**, São Paulo, v.32, n.3, p.42-47, set./dez. 1999.

18. FREITAS, S.F., LIMA, R.S. Utilização do cimento de ionômero de vidro na cimentação de bandas ortodônticas. **Revta Straight Wire Brasil Ortod.**, Campinas, v.8, n.8, p.35-39, 1995.
19. FRICKER, J.P. A new self-curing resin-modified glass-ionomer cement for the direct bonding of orthodontic brackets in vivo. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.113, n.4, p.384-386, Apr. 1998.
20. _____. A 12-month clinical evaluation of a light-activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.105, n.5, p.502-505, May 1994.
21. GARN, N.N. Direct bonding – A clinical study using a ultraviolet sensitive adhesive system. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.69, n.4, p.455-463, Apr. 1976.
22. GREGORI, C. *et al.* **Cirurgia buco-dento-alveolar.** 2.ed. São Paulo : Sarvier, 1996. 272p.
23. GWINNETT, A.J., MATSUI, A. A study of enamel adhesives. A physical relationship between enamel and adhesive. **Archs. Oral Biol.**, v. 12, n. 4, p. 1615-1619, Dec. 1967.

24. HALLGREN, A., OLIVER, A., TWETMAN, S. L (+) – Lactic acid production in plaque from orthodontic appliances retained with glass ionomer cement. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.21, n.1, p.23-26, Feb. 1994.
25. HOCEVAR, R.A. Direct bonding update. **J. clin. Orthod.**, Boulder, v.13, n.3, p.172-175, Mar. 1979.
26. JACOBY, H. The etiology of maxillary canine impactions. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.32, n.2, p.125-132, Aug. 1983.
27. JESSLÉN, P., ZETTERQVIST, L., HEIMDAHL, A. Long-term results fo amalgam versus glass ionomer cement as apical sealant after apicectomy. **Oral Surg.**, Saint Louis, v.79, n.1, p.101-103, Jan. 1995.
28. JOBALIA, S.B. *et al.* Bond strength of visible light-cured glass ionomer orthodontic cement. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.112, n.2, p.205-208, Feb. 1997.
29. KING, L. *et al.* Bond strenghts of lingual orthodontic brackets bonded with light-cured composite resins cured by transillumination. **Am. J. Othod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.91, n.4, p.312-313, Apr. 1987.

30. KOMORI, A., ISHIKAWA, H. Evaluation of a resin-reinforced glass ionomer cement for use as na orthodontic bonding agent. **Angle Orthod.**, Appleton, v.67, n.3, p.189-195, June 1997.
31. KRUGER, O.G. *et al.* **Cirurgia bucal e maxilo-facial.** 5.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1984. 546p.
32. LEGLER, L.R. *et al.* Effects of phosphoric acid concentration and etch duration on the shear bond strength of na orthodontic bonding resin enamel. **Am. J. Othod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.96, n.6, p.485-492, Dec. 1989.
33. MATHIS, R.S., FERRACANE, J.L. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. **Dent. Mater.**, Washington, v.5, n.5, p.355-358, Sept. 1989.
34. McCARTHY, M.F., HONDRUM, S.O. Mechanical and bond strength properties of light-cured and chemically cured glass ionomer cements. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.105, n.2, p.135-141, Feb. 1994.
35. McDONALD, F., YAP, W.L. The surgical exposure and application of direct traction of unerupted teeth. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.89, n.4, p.331-340, Apr. 1986.

36. MIGUEL, M.J.M., ALMEIDA, M.A., CHEVITARESE, O. Clinical comparison between a glass ionomer cement and a composite for direct bonding of orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.107, n.5, p.484-487, May 1995.
37. MILLETT, D., McCABE, J.F., GORDON, P.H. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.20, n.2, p.117-122, May 1993.
38. MITRA, S.B. Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass ionomer liner/base. **J. dent. Res.**, Washington, v.70, n.1, p.72-74, Jan. 1991.
39. MORAES, M. **Resistência à tração da união entre esmalte-botões e esmalte-brackets ortodônticos colados com resina autopolimerizável e fotopolimerizável para tracionamento de dentes inclusos.** Piracicaba, 1998. 94p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
40. _____. *et al.* Estudo comparativo entre procedimentos de colagem do botão ortodôntico para tracionamento de dentes retidos. **Revta Dent. Press Ortod. Ortop. Facial**, Maringá, v.3, n.5, p.52-58, set./out. 1998.

41. MOSELEY, H.C. *et al.* Effects of cyclic stressing on attachment bond strength using glass ionomer cement and composit resin. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.22, n.1, p.23-27, Feb. 1995.
42. MOUSER, P.G. A technique for direct bonding of unerupted teeth as na aid to orthodontics. **Aust. dent. J.**, Saint Leonards, v.25, n.3, p.121-124, June 1980.
43. NAVARRO, M.F., PASCOTTO, R.C. **Cimentos de ionômero de vidro** : uso em ortodontia. São Paulo : Artes Médicas, 1998. 178p.
44. NEWMAN, G.V. Current status of bonding attachments. **J. clin. Orthod.**, Boulder, v.7, n.7, p.425-449, July 1973.
45. NIELSEN, I.L., WINKLER, T. Direct bonding on impacted teeth. **Am. J. Orthod.**, Saint Louis, v.68, n.6, p.666-670, Dec. 1975.
46. OLIVER, R.G. The effects of differing etch times on etch pattern on enamel uneruped and eruped human teeth examined using the snanning electron microscope. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.14, n.2, p.105-107, May 1987.

47. PAGANI, C., GIACHETTI, N.J. Ataque ácido e adesivos em odontologia. IV – Ataque ácido. **Ars Curandi Odont.**, Rio de Janeiro, v.4, n.6, p.18-20, 1977.
48. PETERSON, L.J. *et al.* **Cirurgia oral e maxilofacial contemporânea.** 2.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1996. 702p.
49. POWERS, J.M., TUNER, D.S., NAKANO, A. Bonding of hybrid ionomers to unetched enamel and orthodontic brackets. **J. dent. Res.**, Washington, v.75, p.173, 1996. [Abstract, 1247]
50. PURICELLI, E. Retenção dentária: novos conceitos ao tratamento ortocirúrgico. *In:* GONÇALVES, E.A.N., FELLER, C. (Coord.) **Atualização na clínica odontológica : a prática da clínica geral.** São Paulo : Artes Médicas, 1998. Cap.1, p.3-28.
51. PURICELLI, E. Tratamento de caninos retidos pela apicotomia. **RGO**, Porto Alegre, v.35, n.4, p.326-330, jul./ago. 1987.
52. RESK-LEGA, F., OGAARD, B. Tensile bond force of glass ionomer cements in direct bonding of orthodontic brackets: an vitro comparativ study. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.100, n.4, p.357-361, Apr. 1991.

53. SAAD NETO, M., CARVALHO, A.C.P. Caninos incluído I: etiologia, incidência e tratamento. **Revta Fac. Odont. Araçatuba**, Araçatuba, v.4, n.1, p.19-34, 1983.
54. _____, _____, CALLESTINI, E.A. Caninos incluídos II: tratamento cirúrgico-ortodôntico. **Revta Fac. Odont. Araçatuba**, Araçatuba, v.9, n.1, p.25-34, 1985.
55. SANTOS NETO, J.A. Condicionamento ácido da superfície do esmalte dentário na colagem direta de brackets ortodônticos. **J. Bras. Ortod. Ortop. Maxilar**, Curitiba, v.2, n.8, p.49-59, mar./abr. 1997.
56. SHAFER, W.G. *et al.* **Tratado de patologia bucal**. 4.ed. Rio de Janeiro : Guanabara Koogan, 1985. 756p.
57. SILVA FILHO, O.G *et al.* Avaliação de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (vitrebond) para a colagem direta de braquetes ortodônticos. **Ortodontia**, São Paulo, v.28, n.2, p.56-63, mar./abr. 1995a.
58. _____. *et al.* Cimentos ionoméricos: recurso comprovado para cimentação de bandas ortodônticas. **Ortodontia**, São Paulo, v.28, n.3, p.13-19, set./dez. 1995b.

59. _____. *et al.* Irrupção ectópica dos caninos permanentes superiores: soluções terapêuticas. **Ortodontia**, São Paulo, v.27, n.3, p.50-66, maio/jun. 1994.
60. _____. *et al.* Avaliação clínica da eficácia de um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável (Vitrebond) para colagem direta de braquetes ortodônticos em nivelamento 4 x 2. **Revta Dent. Press Ortod. Ortop. Facial**, Maringá, v.4, n.1, p.31-44, jan./abr. 1999.
61. SILVERMAN, E. *et al.* A new light-cured glass ionomer cement that bond brackets to teeth without etching in the presence of saliva. **Am. J. Orthod. dentofac. Orthop.**, Saint Louis, v.108, n.3, p.231-236, Mar. 1995.
62. TAVAS, M.A., WATTS, D.C. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite in an in vitro study. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v.6, n.4, p.207-208, Oct. 1979.
63. VERRI, R.A. *et al.* Estudo clínico-radiográfico da incidência dos dentes inclusos em 3000 indivíduos. **Revta Ass. paul. Cirurg. Dent.**, São Paulo, v.27, n.5, p.274-279, 1973.
64. VIAZIS, A.D. Direct bonding of orthodontic brackets. **J. Pedod.**, Birmingham, v.11, n.1, p.1-23, Fall 1986.

65. WILSON, A.D., KENT, B.E. A new translucent cement for dentistry: the glass ionomer cement. **Br. dent. J.**, London, v.132, n.4, p.35-45, Feb. 1972.
66. WHITE, L.W. Glass Ionomer cement. **J. clin. Orthod.**, Boulder, v.20, n.6, p.387-391, June 1986.

ANEXO 1

Resultados do primeiro teste de tração Tempo – 02 dias de armazenagem Valores expressos em kgf

Grupos	1	2	3	4	Média
1	2.189	1.908	1.376	2.789	2.06
2	-	0.907	1.078	-	0.496
3	2.234	2.987	2.345	1.712	2.31
4	-	-	0.213	0.987	0.30
5	2.198	1.312	1.340	2.348	1.30
6	4.134	4.123	3.189	6.876	3.65
7	2.578	3.543	1.987	4.212	3.08
8	0.456	0.987	-	-	0.258
9	6.126	4.536	3.390	4.134	4.69
10	0.456	-	-	-	0.114
11	3.890	3.335	4.001	5.786	4.25
12	7.987	8.812	10.212	5.087	8.02

Resultados do primeiro teste de tração Tempo – 02 dias de armazenagem Valores expressos em kgf/cm² e Mpa

Grupos	Kgf/cm²	Mpa
1	16.885	1.68
2	4.065	0.40
3	18.93	1.89
4	2.459	0.245
5	10.65	1.06
6	29.91	2.99
7	29.08	2.90
8	2.436	0.243
9	44.28	4.42
10	1.076	0.107
11	40.13	4.01
12	75.73	7.57

ANEXO 2

Resultados do segundo teste de tração Tempo – 30 dias de armazenagem Valores expressos em kgf

Grupos	1	2	3	4	Média
1	3.056	0.957	1.549	2.076	1.90
2	-	-	-	-	-
3	2.765	1.334	2.983	1.912	2.24
4	-	-	-	1.087	0.271
5	3.062	1.1280	1.976	3.468	2.40
6	3.675	3.009	4.230	4.113	3.75
7	0,915	5.247	4.141	4.196	3.62
8	-	-	1.821	-	0.455
9	6.658	2.002	4.189	4.024	4.21
10	-	-	-	-	-
11	2.099	5.087	2.234	3.876	3.32
12	2.340	4.081	9.208	7.156	5.69

Resultados do segundo teste de tração Tempo – 30 dias de armazenagem Valores expressos em kgf/cm² e MPa

Grupos	Kgf/cm²	MPa
1	15.57	1.55
2	-	-
3	18.36	1.83
4	2.221	0.221
5	19.67	1.96
6	30.73	3.07
7	34.18	3.41
8	4.296	0.429
9	39.75	3.97
10	-	-
11	31.35	3.13
12	53.72	5.37

ANEXO 3

Resultados do terceiro teste de tração
Tempo – 90 dias de armazenagem
Valores expressos em kgf

Grupos	1	2	3	4	Média
1	1.919	1.375	1.181	1.335	1.43
2	0.2013	3.087	1.477	-	1.18
3	1.289	2.470	2.779	1.912	2.11
4	-	-	-	-	-
5	2.107	0.4698	2.210	-	1.19
6	1.987	3.678	3.105	2.995	2.94
7	1.427	3.114	2.241	3.208	2.49
8	0.445	0.7785	0.6770	-	0.475
9	2.658	5.517	2.725	4.782	3.90
10	-	-	-	-	-
11	4.174	3.425	3.001	2.034	3.15
12	8.685	5.517	9.208	4.228	6.90

Resultados do terceiro teste de tração
Tempo – 90 dias de armazenagem
Valores expressos em kgf/cm² e MPa

Grupos	Kgf/cm²	Mpa
1	11,721	1.17
2	9.672	0.96
3	17.295	1.72
4	-	-
5	9.754	0.97
6	24.098	2.40
7	23.512	2.35
8	4.485	0.44
9	36.827	3.68
10	-	-
11	29.745	2.97
12	65.155	6.51

ANEXO 4

Resultados entre todos os grupos Valores expresso em kgf

DENTES/ GRUPOS	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	MÉDIA
1	2.18	1.90	1.37	2.78	3.05	0,95	1.54	2.07	1.91	1.37	1.18	1.33	1.57
2	0.0	0.90	1.07	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.20	3.08	1.47	0.0	0.56
3	2.23	2.98	2.34	1.71	2.76	1.33	2.98	1.91	1.28	2.47	2.77	1.91	2.22
4	0.0	0.0	0.21	0.98	0.0	0.0	0.0	1.08	0.0	0.0	0.0	0.0	0.18
5	2.19	1.31	1.34	2.34	3.06	1.12	1.97	3.46	2.10	0.46	2.21	0.0	1.79
6	4.13	4.12	3.18	6.87	3.67	3.00	4.23	4.11	1.98	3.67	3.10	2.99	3.75
7	2.57	3.54	1.98	4.21	0.91	5.24	4.14	4.19	1.42	3.11	2.24	3.20	3.06
8	0.45	0.98	0.0	0.0	0.0	0.0	1.82	0.0	0.44	0.77	0.67	0.0	0.42
9	6.12	4.53	3.39	4.13	6.65	2.00	4.18	4.02	2.65	5.51	2.72	4.78	4.42
10	0.45	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.03
11	3.89	3.33	4.00	5.78	2.09	5.08	2.23	3.87	4.17	3.42	3.00	2.03	3.57
12	7.98	8.81	10.2	5.08	2.34	4.08	9.20	7.15	8.68	5.51	9.20	4.22	6.87

Resultado Geral entre todos os Grupos Valores expresso em kgf/cm²

Armazenagem/ Grupos	2 dias	30 dias	90 dias	Média
1	16.88	15.57	11.72	14.72
2	4.06	0.0	9.67	4.57
3	18.93	18.36	17.29	18.19
4	2.45	2.22	0.0	1.55
5	10.65	19.67	9.75	13.35
6	29.91	30.73	24.09	28.24
7	29.08	34.18	23.51	28.92
8	2.43	4.29	4.48	3.73
9	44.28	39.75	36.82	40.28
10	1.07	0.0	0.0	0.35
11	40.13	31.35	29.74	33.74
12	75.73	53.72	65.15	64.86

ANEXO 5

Resultado Geral entre todos os Grupos Valores expresso em MPa

Armazenagem/ Grupos	2 dias	30 dias	90 dias	Média
1	1.68	1.55	1.17	1.47
2	0.40	0.0	0.96	0.45
3	1.89	1.83	1.72	1.81
4	0.24	0.22	0.0	0.15
5	1.06	1.96	0.97	1.33
6	2.99	3.07	2.40	2.82
7	2.90	3.41	2.35	2.89
8	0.24	0.42	0.44	0.37
9	4.42	3.97	3.68	4.02
10	0.10	0.0	0.0	0.03
11	4.01	3.13	2.97	3.37
12	7.57	5.37	6.51	6.48

 UNICAMP	COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	
Universidade Estadual de Campinas Faculdade de Odontologia de Piracicaba CEP-FOP-UNICAMP		
CERTIFICADO		
Certificamos que o Projeto de pesquisa intitulado "Avaliação da resistência à tração da união entre esmalte e botões ortodônticos fixados com cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável para traionamento de dentes inclusos", sob o protocolo nº 03/2000 , do(a) Pesquisador(a)		
Adriano Rocha Germano sob a responsabilidade do(a) Prof(a). Dr(a). Márcio de Moraes , está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – FOP.		
Piracicaba, 28 de março de 2000		
We certify that the research project with title "Evaluation of Tensile Bond Strengths of Orthodontics enamel-botton Cemented with Light-Cured Glass Ionomer Cement for Impacted Dental Traction", protocol nº 03/2000 , by Researcher Adriano Rocha		
Germano , responsibility by Prof. Dr. Márcio de Moraes , is in agreement with the Resolution 196/96 from National Committee of Health/Health Department (BR) and was approved by the Ethical Committee in Research at the Piracicaba Dentistry School/UNICAMP (State University of Campinas).		
Piracicaba, SP, Brazil, March 28 2000		
 Prof. Dr. Pedro Luiz Rosalen Secretário - CEP/FOP/UNICAMP	 Prof. Dr. Antonio Bento Alves de Moraes Coordenador - CEP/FOP/UNICAMP	