

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
MESTRADO EM ODONTOLOGIA  
CONCENTRAÇÃO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

**CLAUDIA SANTOS MEZZOMO**

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO  
CISALHAMENTO NA COLAGEM DE BRÁQUETES POR DUAS  
FONTES DE LUZ**

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

Porto Alegre, 2007.

Claudia Santos Mezzomo

**AVALIAÇÃO *IN VITRO* DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO NA  
COLAGEM DE BRÁQUETES POR DUAS FONTES DE LUZ**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós – Graduação, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, da Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro

Porto Alegre

2007

## **DEDICATÓRIA**

*À minha Família, Alfredo, Lígia e Fernanda.  
Laços de amor e amizade;  
Força que impulsiona e ampara meus passos;  
Alicerce da Vida!*

*Agradecimientos*

---

## **A Deus, pela vida.**

Aos meus pais, Alfredo e Lígia, pelo amor incondicional, apoio e confiança. Exemplos de caráter, generosidade e retidão.

A minha irmã, Fernanda, pelo amor, alegria, generosidade e companheirismo. Pelo incentivo e paciência durante esta etapa de minha vida.

Ao meu namorado, Rafael, pelos bons momentos. Pela sua contagiante alegria de viver, dedicação e confiança. Pelo apoio, incentivo e compreensão em todos os momentos.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul que, mais uma vez, me acolheu nas suas dependências, para que eu pudesse continuar o meu crescimento profissional e pessoal.

A CAPES pelo financiamento da bolsa de estudo.

Ao Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro, pela orientação deste trabalho. Pelos seus conhecimentos, habilidade e disponibilidade na condução desta orientação. Pela confiança e amizade. Exemplo do equilíbrio entre a excelência clínica ortodôntica e a docência.

Aos professores da disciplina de Materiais Dentários Profa. Dra. Ana Maria Spohr, Profa. Dra. Luciana Mayumi Hirakata, Profa. Dra. Rosemary Sadami Ari Shinkai, Prof. Dr. Hugo Oshima e Prof. Dr. Eduardo Gonçalves Mota pela presteza e dedicação à pesquisa. Obrigada pela orientação cuidadosa e disponível na condução da parte experimental deste trabalho.

Aos professores do Mestrado em Ortodontia Luciane Macedo de Menezes, Susana Maria Deon Rizzatto, Eduardo Martinelli Santayana de Lima, Ernani Menezes Marchioro e Telmo Bandeira Berthold meus Mestres desde o curso de graduação. Pela dedicação ao ensino, orientação e exemplos de conduta profissional.

A Profa. Dra. Susana Maria Deon Rizzatto a minha mais profunda admiração. Pelo seu envolvimento, generosidade, conhecimento. Obrigada pelos ensinamentos recebidos, pela convivência e amizade. Uma pessoa única.

Ao Prof. Dr. Eduardo Martinelli Santayana de Lima por toda ajuda e confiança a mim prestada. Pela competência e habilidade em conduzir suas clínicas, tornando-as uma das mais produtivas. Pela alegria, compreensão e amizade.

Ao Prof. Dr. Carlos Alberto Estevanell Tavares pela oportunidade em compartilhar momentos de sua clínica, que muito contribuíram para a minha formação profissional.

Ao Centro de Microscopia e Microanálises da Pontifícia Universidade Católica do Rio grande do Sul, em nome do engenheiro Eduardo.

Aos Professores do setor de Ortodontia e Ortopedia Facial da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Dr. Carlos Alberto Mundstock, Dr. Enio José Barcellos Ferreira, Dr. Telmo Bandeira Berthold, Dr. Eduardo Silveira Ferreira, Dr. José Renato Prietsch, Dra. Karina Santos Mundstock, pelos seus ensinamentos valiosos durante o período do programa de Internato.

Aos meus colegas da VIII turma de Mestrado, Graziela Henriques Westphalen, Gustavo da Luz Vieira, Michel Lanes, Marcos Chevarria e Paulo Rogério Pinto, pela boa convivência, por termos compartilhado nossas dificuldades e realizações. Pessoas especiais e imprescindíveis. Obrigada pela amizade.

Ao colega e amigo Guilherme Pessoa Cerveira pela disponibilidade e generosidade em compartilhar seus conhecimentos em todos os momentos desta pesquisa.

Aos dedicados funcionários da Faculdade de Odontologia da PUCRS, pela atenção e disposição a auxiliar.

A Labor Dental pela confiança, que prontamente cedeu o radiômetro para LED utilizado nesta pesquisa.

*À todas as pessoas que tive a sorte de conhecer durante este período e, que de alguma forma, marcaram esta etapa de minha vida.*

MEZZOMO, Claudia Santos. **Avaliação *in vitro* da resistência de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes por duas fontes de luz.** Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro. Porto Alegre, PUCRS, Faculdade de Odontologia, 2007, 112p., Dissertação (Mestrado em Ortodontia).

## RESUMO

O objetivo do presente estudo foi comparar, *in vitro*, a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes colados quando expostos à luz LED e à luz halógena (QTH) mediante diferentes tempos de exposição. Para isso 126 dentes pré-molares foram divididos em seis grupos de acordo com a fonte de luz e o tempo de exposição utilizado. Para o conjunto LED, foram usados os tempos de 5, 10 e 15s e para o conjunto QTH, 10, 20, e 30s. Os aparelhos fotopolimerizadores LED (Ortholux LED *Curing Light*, 3M-Unitek –EUA) e QTH (XL 3000, 3M Unitek – EUA) tiveram suas intensidades avaliadas inicialmente e, a cada 10 colagens, por radiômetros específicos para cada natureza de luz, obtendo valores médios de 581mW/cm<sup>2</sup> e 420mW/cm<sup>2</sup>, respectivamente. Após 24h de estocagem em água destilada a 37°C, os corpos - de - prova foram levados à máquina de ensaio mecânico (Emic DL 2000<sup>®</sup>) e submetidos à tensão de cisalhamento, no sentido cérvico-oclusal, à velocidade de 1mm/min. De acordo com os testes estatísticos ANOVA e *Tukey*, houve diferença significativa entre os grupos estudados ( $p < 0,01$ ). Os grupos fotoativados por LED 5s (17,20MPa) e 10s (20,54MPa) não diferiram entre si, mostrando diferença estatisticamente significativa quando comparados ao grupo LED 15s (25,24MPa). Quanto à fonte luminosa QTH, o grupo de 10s (16,97MPa) diferiu dos 20s (23,61MPa) e 30s (21,33MPa), enquanto esses não diferiram entre

si. A maior média de resistência de união foi observada no grupo LED 15s, embora este grupo não tenha se diferenciado estatisticamente dos grupos QTH 20s e 30s. Verificou-se que até mesmo os grupos que tiveram as menores médias de resistência de união, QTH 10s e LED 5s, respectivamente, apresentaram valores compatíveis com o uso clínico. Segundo o teste Kruskal-Wallis, houve diferença significativa na distribuição dos resultados do IAR entre os grupos ( $p < 0,01$ ). O grupo LED 15s demonstrou padrão de fratura predominantemente índice 0, sendo observado fratura de esmalte em dois corpos - de - prova. Apesar dos grupos LED 5s e QTH 10s apresentarem maior predomínio de escores 1 e 2, respectivamente, foram nesses que se observou a maior frequência de escores 3, QTH 10s (10,5%) e LED 5s (9,5%). Comportamento oposto foi observado nos grupos LED 10s e 15s, onde não foi registrado frequência de índice 3 (0%). Os achados do presente estudo sugerem que a tecnologia LED (Free Light Ortholux, 3M – Unitek) pode ser utilizada, na colagem de bráquetes, com tempos de cura menores em relação à luz halógena para a resina Transbond XT, sendo que, o tempo mínimo de 5s com LED apresentou valor de resistência de união clinicamente aceitável.

**Descritores**<sup>1</sup>: Ortodontia; Colagem dentária; Bráquetes ortodônticos; Luz; Resistência ao cisalhamento.

---

<sup>1</sup> BIREME: Centro Latino – Americano e do Caribe de Informações em Ciências da Saúde. DECS: Descritores em ciência da saúde. Disponível em <http://decs.bvs.br>. Acesso em 10 de dezembro de 2006.



MEZZOMO, Claudia Santos. ***In vitro* evaluation of shear bond strength of brackets bonding with two light – curing units.** Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro. Porto Alegre, PUCRS, Faculdade de Odontologia, 2007, 112p., Dissertação (Mestrado em Ortodontia).

## ABSTRACT

The aim of this study was to compare, *in vitro*, the shear bond strength values of brackets bonded with LED and conventional halogen (QTH) light curing units with a different exposure times. One hundred and twenty six premolar teeth were equally divided into six groups according to the curing light and exposure times used. As for LED curing light, the specimens were submitted to photoactivation for 5s, 10s and 15s, whereas the exposure times to QTH curing light was 10s, 20s and 30s. The light curing units LED (Ortholux LED *Curing Light*, 3M-Unitek –EUA) and QTH (XL 3000, 3M Unitek – EUA) were evaluated in the beginning, right before the first bonding, and after ten brackets bonding, using specific radiometers for each light curing, registered irradiance mean values of 581 mW/cm<sup>2</sup> and 420mW/cm<sup>2</sup>, respectively. The specimens were stored in water at 37°C for 24h and then subjected to a shear force with a universal testing machine, in a gingivooclusal direction at crosshead speed of 1mm/min. According to ANOVA and Tukey, a significant difference in mean shear bond strength was detected ( $p < 0,01$ ). As for the LED – photoactivated groups 5s (17,20MPa) and 10s (20,54MPa) shear bond strength values was comparable, showing statistical difference among the LED 15s (25,24MPa) group. Considering the QTH exposures, the 10s (16,97MPa) group registered differences when related to the 20s (23,61MPa) and 30s (21,33MPa), whereas these showed none between them. The LED 15s group demonstrated the

higher mean shear bond strength, but showed no statistically significant differences between the QTH 20s and 30s groups. Even the lowest mean bond strength, recorded for QTH 10s and LED 5s groups, respectively, were considered to be clinically acceptable. Kruskal-Wallis analysis of ARI scores indicated that there was statistical difference ( $p < 0,01$ ) among the studied groups. In LED 15s group the majority of specimens had an ARI score 0, being observed a enamel fracture in two specimens. Instead of the LED 5s and QTH 10s groups demonstrated higher frequencies of ARI score 1 and 2, respectively, in both groups, the score 3 appear frequently (QTH 10s – 10,5%; LED 5s – 9,5%). Opposing behavior was observed in groups LED 10s and 15s, where he was not registered frequency of score 3 (0%). The findings of the present study suggest that technology LED (Free Light Ortholux, 3M - Unitek) can be used, in the brackets bonding, with lesser times of cure in relation halogen light for the resin Transbond XT, being that, the minimum time of 5s with LED presented bond strength values clinically acceptable.

**Key words<sup>2</sup>:** Orthodontics; Dental bonding; Orthodontic brackets; Light; Shear strength.

---

<sup>2</sup> BIREME: Centro Latino – Americano e do Caribe de Informações em Ciências da Saúde. DECS: Descritores em ciência da saúde. Disponível em <http://decs.bvs.br>. Acesso em 10 de dezembro de 2006.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Secção do dente, de mesial para distal, separando a porção vestibular da lingual / palatina da coroa. ....	55
Figura 2 - Secção da raiz do dente na região cimento-esmalte. ....	55
Figura 3 – Retenções nas laterais e na câmara pulpar do fragmento vestibular. ....	56
Figura 4 – Aberturas na cera nº7, sobre uma placa de vidro. ....	57
Figura 5 – Face vestibular com marcações auxiliares a lápis para a determinação da área da colagem. ....	57
Figura 6 – Fragmentos vestibulares posicionados no interior das aberturas na cera nº7. ....	58
Figura 7 – Resina acrílica autopolimerizável utilizada no preenchimento dos anéis de PVC para a inclusão dos fragmentos vestibulares. ....	58
Figura 8 – Anéis de PVC posicionados sobre a lâmina de cera nº7, envolvendo cada um dos fragmentos, sendo preenchidos com resina acrílica autopolimerizável. ....	59
Figura 9 – Fragmento vestibular incluído em anel de PVC. ....	59
Figura 10 – Ácido fosfórico 37% e Sistema adesivo Transbond XT®. ....	61
Figura 11 A – Aparelho fotopolimerização por luz halógena XL 3000. ....	62
Figura 11 B – Aparelho de fotopolimerização por <i>Light Emitting Diode</i> (LED). ....	62
Figura 12 A– Radiômetro digital para luz halógena. ....	62
Figura 12 B – Radiômetro analógico para LED. ....	62
Figura 13 – Posicionamento da fibra óptica dos aparelhos fotopolimerizadores durante a colagem dos bráquetes. ....	64
Figura 14 – Corpo - de - prova. ....	64

Figura 15 – Descolagem dos bráquetes por cisalhamento, pela máquina de ensaio universal, por meio de um cinzel com sistema de guilhotina.....	65
Figura 16 - Índice 0: a) Sem resina composta aderida ao esmalte. ....	75
Figura 17 - Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida ao esmalte. ....	75
Figura 18 - Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida ao esmalte. ....	75
Figura 19 - Índice 3: a) Toda resina composta aderida ao esmalte, inclusive a impressão da malha do bráquete. ....	76
Figura 20 – Corpo - de - prova nº12 do grupo LED 1 5s. Observa-se sinal de fratura de esmalte (setas).....	76
Figura 21 – Corpo - de - prova nº19 do grupo LED 15 s. Observa-se sinal de fratura de esmalte (setas).....	76

## LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1 – Valores médios da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada natureza de fonte.....	63
Tabela 2 – Distribuição da amostra por tipo de fonte luminosa e tempo de exposição. .....	63
Tabela 3 – Análise de Variância.....	69
Tabela 4 - Comparação dos valores de resistência de união obtidos (MPa) nos seis grupos. ....	69
Tabela 5 – Frequência e distribuição dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos. ....	72
Tabela 6 – Resultados dos Ranks Médios do teste Kruskal-Wallis.....	73
Gráfico 1 – Resultados para o teste de resistência de união .....	70
Gráfico 2 – Distribuição e frequência dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos. ....	72
Gráfico 3 – Distribuição dos índices de adesivo remanescente de toda a amostra. .	74

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Índice de Adesivo Remanescente idealizado por Ártun e Bergland. ....66

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA	<i>Analysis of Variance</i>
ARI	<i>Adhesive Remnant Index</i>
Bis EMA	Bisfenol A Dimetacrilato Etoxilato
Bis GMA	Bisfenol A Glicidil Dimetacrilato
BR	Brasil
cm	Centímetro
cm <sup>2</sup>	Centímetro quadrado
CP	Corpo - de – Prova
<i>et al.</i>	Abreviatura de et alli = e outros
EUA	Estados Unidos da América
h	Hora
IAR	Índice de Adesivo Remanescente
kg	Quilograma
kgf	Quilograma força
LED	<i>Ligth Emitting Diode</i>
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MPa	Megapascal
min.	Minutos
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mm <sup>2</sup>	Milímetros quadrados
mV	Milivolts
mW/cm <sup>2</sup>	Mili watt por centímetro quadrado
N	Newtons
NY	Nova York
n°	Número
nm	Nanômetro
PAC	<i>Plasma Arc</i>
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PVC	Polivinil cloreto rígido

Ref.	Referência
QTH	<i>Quartz Tungesten Halogen Lamp</i>
RJ	Rio de Janeiro
s	Segundo
SP	São Paulo
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
°	Graus
°C	Grau Celsius
%	Por cento
x	Vezes
±	Desvio – Padrão
®	Marca registrada



## SUMÁRIO

1 Introdução .....	19
2 Revisão da Literatura .....	22
2.1 Colagem de Bráquetes Ortodônticos .....	23
2.2 Tecnologias de Fotoativação.....	29
2.3 Ensaio Mecânicos.....	39
3 Proposição .....	51
4 Metodologia.....	53
4.1 Seleção da Amostra .....	54
4.2 Confecção dos Corpos - de - Prova .....	54
4.2.1 Secção dos dentes .....	54
4.2.2 Inclusão dos dentes.....	56
4.2.3 Preparo da superfície do esmalte e colagem dos bráquetes.....	60
4.3 Caracterização das Fontes Luminosas e Distribuição da Amostra .....	61
4.4 Armazenamento .....	64
4.5 Ensaio Mecânico .....	65
4.6 Análise dos Tipos de Fraturas.....	66
4.7 Análise Estatística .....	67
5 Resultados .....	68
6 Discussão.....	77
7 Conclusão .....	90
Referências .....	92
Apêndices.....	101

Apêndice A - Valores da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada natureza de fonte.....	102
Apêndices B, C, D, E, F e G – Valores de resistência de união ao cisalhamento e respectivos índices de adesivo remanescente para os grupos I, II, III, IV, V e VI.....	103
Anexos .....	109
Anexo 1 – Carta de Aprovação da Comissão Científica e Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS. ....	110
Anexo 2 – Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS .....	111
Anexo 3 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido .....	112



A colagem direta de bráquetes sobre o esmalte dentário representa um dos mais significativos avanços da Ortodontia na montagem de aparelhos ortodônticos. Essa evolução só foi possível após a técnica do condicionamento ácido do esmalte, que possibilitou aumento significativo na união dos materiais resinosos ao esmalte dentário.

A introdução do método de condicionamento ácido do esmalte por Buonocore, em 1955, e mais tarde o desenvolvimento de um material restaurador, comumente conhecido como resina composta, foram os precursores da colagem direta na Ortodontia (RETIEF, DREYER e GAVRON, 1970). Esta técnica foi um avanço imprescindível para o desenvolvimento, simplificação e expansão da Ortodontia, passando a ser um procedimento clínico bastante aceito devido à rapidez na colocação dos aparelhos, menor desconforto para o paciente e estética mais agradável em relação ao sistema de cimentação de bandas (NEWMAN, 1965; REYNOLDS, 1975).

O sistema de ativação de polimerização da resina composta, por ocasião da introdução da técnica, foi o químico, em que no próprio material já estava presente o agente iniciador e ativador da reação de polimerização.

Com a evolução da Ortodontia, houve crescente necessidade de se desenvolver materiais e técnicas cada vez mais simples e eficientes na fixação dos diferentes acessórios ortodônticos.

A introdução da fotoativação na Odontologia possibilitou maiores facilidades na manipulação dos materiais adesivos e estéticos como, por exemplo, os sistemas adesivos fotoativados para a colagem de bráquetes. Nesses sistemas, a reação de polimerização só se inicia no momento em que o material é exposto a uma fonte luminosa (fotoativação).

A utilização de fonte de luz halógena (QTH) corresponde ao sistema mais utilizado para a polimerização dessas resinas, por apresentar custo relativamente baixo e efetividade comprovada (BISHARA, VON WALD, ZAMTUA, 1998; CACCIAFESTA, 2005). Entretanto, a vida útil da lâmpada é curta, ocorre dissipação de calor, degradação dos sistemas condutores, o que leva, com o passar do tempo, a uma diminuição da intensidade de luz (JANDT *et al.*, 2000; SWIFT, 2002).

Além disso, o tempo de exposição à luz QTH, recomendado pelos fabricantes, representa um fator significativo no tempo da consulta para a montagem do aparelho, onde, muitas vezes, são fixados vários acessórios na mesma sessão.

Com o intuito de superar essas limitações dos aparelhos de luz halógena, a tecnologia LED (*Light Emitting Diode*) foi proposta para a fotopolimerização dessas resinas. Essa tecnologia emite apenas o comprimento de onda necessário para iniciar a reação de polimerização da maioria das resinas ortodônticas, dispensam a necessidade de filtros, o aquecimento é bastante reduzido, dispondo de uma vida útil relativamente longa (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000).

Outro aspecto vantajoso relacionado à utilização do LED seria a possibilidade de um menor tempo de incidência de luz para fotopolimerização (MAVROPOULOS *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Visto as vantagens que existem da luz LED em relação à QTH, justifica-se uma pesquisa para comparar a colagem de bráquetes empregando as duas fontes de luz.

Este estudo foi realizado sob a hipótese nula de que não há diferença na resistência de união entre bráquetes colados por meio de fotoativação com luz LED e halógena.

*2 Revisão da Literatura*

---

## 2.1 Colagem de Bráquetes Ortodônticos

O condicionamento ácido da superfície do esmalte dental introduzido por Buonocore (1955) foi o passo decisivo para o aperfeiçoamento das técnicas de fixação direta dos acessórios ortodônticos aos dentes. A partir da década de 70, efetivou-se a utilização da resina composta na colagem de bráquetes ortodônticos substituindo o sistema de bráquetes soldados em bandas cimentadas em todos os dentes da arcada (TORTAMANO *et al.*, 2002).

Newman (1965) foi o precursor da colagem direta de bráquetes sobre a superfície do esmalte, onde, em seu experimento, utilizou-se da técnica de condicionamento ácido e de uma resina epóxica para a colagem. Com a evolução das pesquisas com o intuito de melhorar as propriedades das resinas epóxicas, originou-se o BisGMA (Bisfenol A Glicidil Dimetacrilato), ou molécula de Bowen. O BisGMA é um dos dimetacrilatos monoméricos mais utilizados como veículo polimerizável para os materiais de carga das resinas compostas. O TEGDMA (Trietileno Glicol Dimetacrilato) é um monômero de baixa viscosidade usado para diminuir a viscosidade do BisGMA que deve ser usado com moderação, na medida em que aumenta a contração de polimerização da resina composta (BOWEN, 1979).

Silverman *et al.* (1972) e Weisser (1973) foram os primeiros a relatar a utilização da técnica de condicionamento ácido e uma resina composta com partículas de BisGMA para a colagem direta de acessórios ortodônticos.

Reynolds (1975) realizou uma completa revisão sobre colagens em ortodontia, concluindo que, a técnica de condicionamento do esmalte, com ácido fosfórico, melhorava significativamente a adesão, sem causar grandes danos à superfície dentária, sendo, portanto, indispensável.

A técnica do condicionamento ácido do esmalte e o desenvolvimento de melhores sistemas de resina composta fizeram da colagem direta na Ortodontia, um procedimento clínico amplamente aceito (RETIEF e SADOWSKY, 1975).

Gorelick, Geiger e Gwinnett (1982) afirmaram que uma das principais considerações para a obtenção de uma boa adesão é a limpeza da superfície do esmalte, pois a presença de uma camada gordurosa ou de proteínas poderia ser responsável por uma adesão deficiente, impedindo o contato do adesivo com o esmalte e dificultando a ação do ácido. A profilaxia prévia à colagem tem sido um aspecto importante na metodologia das pesquisas, sendo adotada, pela maioria dos autores, a utilização de pasta de pedra-pomes e água, com taça de borracha por 10 segundos sobre a superfície do esmalte dentário (BISHARA *et al.*, 2000; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; BISHARA *et al.*, 2006; LINN *et al.*, 2006).

Materiais e métodos tradicionais de colagem utilizando resina composta exigem campo completamente seco e isolado, sem contaminação, para que sejam obtidas resistências de colagem clinicamente aceitáveis (RAJAGOPAL, PADMANABHAN e GNANAMANI, 2004).

Para Tavares, Zanini e Borges (1998), vários são os fatores que podem interferir na resistência de união entre o esmalte e o bráquete, incluindo concentração do ácido, tempo de condicionamento, sistema adesivo empregado, base do bráquete. Além das falhas decorrentes da técnica propriamente dita, existem fatores referentes à superfície do esmalte que podem interferir nesse



processo, quais sejam: esmalte lamelar, periquimáceas, trincas, abrasões, erosões, hipoplasias, hipocalcificações.

Muitas vantagens advieram da nova técnica de colagem, dentre elas: a não interferência no contato proximal, a fácil colagem e remoção dos acessórios, facilidade de higiene e menor irritação aos tecidos gengivais, e a estética (BRANNSTRON, NORDENVALL e MALMGREN, 1978).

De acordo com Beech e Jalaly (1981), os adesivos para colagem direta em Ortodontia devem ser fáceis de manipular, formar uma união confiável ao esmalte e ao bráquete e não serem difíceis de remover ao final do tratamento. Destacaram, também, que adesivos com altos índices de resistência de união, colocam em risco o esmalte dentário, sendo necessário cuidadoso método para sua remoção e, por isso, são considerados indesejáveis pelos autores.

Do ponto de vista clínico, segundo Mardaga e Shannon (1982), o problema da colagem direta não está na interface resina-esmalte, mas na junção da resina com o bráquete.

As resinas autopolimerizáveis à base de BisGMA passaram a ser a preferência dos ortodontistas, segundo Evans e Powers em 1985. Estes materiais se apresentam em forma de duas pastas, onde uma delas contém o iniciador, o peróxido de benzoíla, e a outra, o ativador, amina terciária, que quando misturados desencadeiam a reação de polimerização do material (PHILLIPS, 1993).

O Concise Ortodôntico (3M) é um exemplo de sistema pasta a pasta bastante conhecido e utilizado pelos ortodontistas, não só por propiciar colagem satisfatória sob ponto de vista mecânico, mas também por apresentar estabilidade de cor. Necessidade de manipulação do material antes do uso e possível inclusão de bolhas durante esse procedimento, tempo de trabalho limitado, dificuldade de descolagem

dos acessórios são alguns inconvenientes associados ao uso do sistema autopolimerizável (LEE, ORLOWSKI e ROGERS, 1976; ZACHRISSON e BROBAKKEN, 1978).

Na tentativa de superar esses inconvenientes, resinas fotoativadas foram desenvolvidas tornando-se bastante popular no meio ortodôntico. Um destes materiais, alvo de muitas investigações, é o Transbond XT<sup>®</sup>, que, segundo descrições do fabricante, é constituído por um *primer*, composto por BisGMA e TEGDMA e uma resina composta constituída por BisGMA e BisEMA, micropartículas de quartzo (80% de carga/peso) e canforoquinona.

Essas resinas se apresentam em forma de pasta única, sendo a canforoquinona a molécula mais usada como agente fotoiniciador nesses compósitos, além de um agente redutor, amina terciária, que faz a iniciação do processo de polimerização. Desta forma, quando a resina é exposta à energia proveniente de uma fonte luminosa (agente ativador), ocorre a excitação das moléculas fotoiniciadoras que interagem com a amina iniciadora, formando radicais livres, os quais iniciam o processo de polimerização, pela conversão dos monômeros em polímeros. (PHILLIPS, 1993; POWERS, KIM, TURNER, 1997; ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; ELVEBAK *et al.*, 2006).

Este agente fotoiniciador (canforoquinona) é muito sensível à região azul do espectro de luz visível, sendo o pico de absorção máxima por volta de 470nm. (LAYMAN, KOYAMA, 2004; ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; ELVEBAK *et al.*, 2006).

As resinas fotoativadas apresentam uma grande vantagem, sobre as demais formulações, que é o fato de permitir tempo suficiente para o profissional realizar a colagem sem pressa, sobrepondo-se, desta forma, à desvantagem que seria o maior

tempo gasto na fotoativação das resinas (10 a 40 segundos por acessório) para permitir completa polimerização e resistir às forças ortodônticas imediatamente aplicadas (OESTERLE e SHELLHART, 2001; BISHARA, AJLOUNI, OONSOMBAT, 2003; CACCIAFESTA *et al.*, 2005).

Uma fina camada do *primer* Transbond XT<sup>®</sup> deve ser aplicada sobre a superfície dentária, previamente limpa, condicionada com ácido fosfórico e seca. Uma pequena quantidade da resina deve ser dispensada sobre a base do bráquete, sendo o mesmo adequadamente posicionado e pressionado na superfície de colagem. Os excessos de material de colagem devem ser removidos e procede-se a fotoativação através de um aparelho emissor de luz halógena (Ortholux XT, 20 segundos) ou LED (Ortholux LED, 10 segundos) para bráquetes metálicos (Instruções de utilização do fabricante / 3M Unitek Dental Products, Monrovia, Calif. EUA, 2006).

Årtun (1997), numa avaliação clínica, não encontrou diferenças entre a resina quimicamente ativada Concise Ortodôntico e a resina fotoativada Transbond XT<sup>®</sup>.

Souza, Francisconi e Araújo (1999) avaliaram a resistência de união de cinco cimentos disponíveis no mercado e utilizados na fixação de bráquetes (Concise Ortodôntico, Transbond XT, Fuji Orhto LC, Vitremer e Dyract). Foram utilizados 50 pré-molares humanos, os quais foram incluídos em anéis de PVC, com suas raízes seccionadas, e apenas a face palatina incluída na resina acrílica de cura química. Os procedimentos de colagem seguiram as instruções dos fabricantes, de acordo com o protocolo de cada material. Os corpos - de - prova foram armazenados em água destilada por 24h, à temperatura de 37°C, sendo então submetidos aos testes de cisalhamento, em uma máquina de teste universal, com velocidade de 0,5 mm/min, por meio de uma alça de fio 0,6mm, posicionada em torno do bráquete.

Com exceção dos grupos Concise Ortodôntico (21,94 MPa) x Transbond XT (19,93 MPa) e Fuji Ortho LC (18,13 MPa) x Transbond XT (19,93 MPa), houve diferença estatística significativa entre todos os outros grupos. Todos os cimentos testados atingiram médias consideradas aceitáveis à prática ortodôntica.

Dolci *et. al.* (2000) compararam a resistência de união dos materiais Transbond XT, Concise Ortodôntico, Fuji Ortho LC e Fill Magic Ortodôntico, por meio de ensaios de tração. Foram utilizados 60 dentes bovinos, os quais tiveram suas faces vestibulares preparadas para receber a colagem dos bráquetes, de acordo com o material a ser utilizado. As amostras foram armazenadas em água destilada por 24h, à temperatura de 37°C; após a termociclagem (500 ciclos, 5-55°C, 15s cada banho) foi realizado o ensaio de tração com velocidade de 0,5 mm/min. Com base nos resultados, os materiais Transbond XT (3,78 MPa) e Concise Ortodôntico (3,25 MPa) obtiveram os melhores resultados, enquanto o Fuji Ortho LC (2,55 MPa) e Fill Magic Ortodôntico (1,74 MPa) apresentaram os menores valores de resistência de união.

Campista, Chevitarese e Vilella (2003) investigaram a resistência ao cisalhamento de três sistemas adesivos, o Concise Ortodôntico, Transbond XT e o *Transbond Plus Self-Etching Primer (TPSEP)*. Os corpos - de - prova foram armazenados em água destilada, à temperatura de 37°C, por 7 dias, e então submetidos aos testes de cisalhamento em máquina Emic, com velocidade de 0,5 mm/min. Os autores não encontraram diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre os grupos avaliados, Concise Ortodôntico (20,35 MPa), Transbond XT (22,12 MPa) e o *TPSEP* (27,07 MPa). Em relação ao IAR, o Concise Ortodôntico demonstrou maior índice de remanescente adesivo, e o Transbond XT,

o menor, mostrando que maior e menor quantidade de compósito ficou sobre a superfície do esmalte, respectivamente.

## *2.2 Tecnologias de Fotoativação*

Diversos são os tipos de fontes luminosas para a fotoativação das resinas. Um dos primeiros fotopolimerizadores, utilizados para este fim, emitia luz no espectro ultravioleta, num comprimento de onda cerca dos 365 nm. No entanto, foram relatados alguns problemas tanto no que diz respeito às características físicas das resinas compostas como a problemas de saúde relacionados com lesões oculares e dérmicas (WATTS, AMER e COMBE, 1984).

Para superar estes problemas, desenvolveram-se aparelhos de fotopolimerização que emitem luz visível num comprimento de onda entre 400 a 500 nm. Tais aparelhos, bastante divulgados e utilizados na prática clínica diária, são compostos por lâmpadas halógenas, que produzem um amplo espectro, variando sua intensidade em torno de 600mW/cm<sup>2</sup>. Essas lâmpadas produzem energia luminosa por incandescência, ou seja, um filamento de tungstênio, ao ser aquecido pela passagem da corrente elétrica entre os pólos (eletrodos), conduz à excitação de átomos sobre uma vasta gama de níveis energéticos, produzindo um amplo espectro de irradiação (400 a 500 nm). Por conter comprimentos de onda desnecessários para a cura das resinas compostas, faz-se necessário o uso de filtros para bloquear

esta emissão, selecionando apenas a faixa da emissão de luz azul (450 – 490nm) (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; SWIFT, 2002; DEB e SEHMI, 2003).

Uma das mais sérias limitações associadas a esta tecnologia, diz respeito ao seu tempo de vida efetivo limitado, em média, de 100h de uso contínuo. O calor dissipado pela lâmpada gera temperaturas elevadas que provocam uma progressiva degradação dos filtros, lâmpadas e sistemas condutores, levando, invariavelmente, a uma diminuição da intensidade de luz emitida ao longo do tempo (JANDT *et al.*, 2000; SWIFT, 2002).

Nesses aparelhos, o aquecimento do filamento de tungstênio obriga a utilização de um sistema de refrigeração, que forçam a troca do ar no interior do aparelho. A diminuição da intensidade de luz emitida conduz a uma diminuição da profundidade de polimerização das resinas compostas e a um decréscimo das suas propriedades físicas e mecânicas. Deste modo, o controle da intensidade de luz, por meio de radiômetro específico, deve ser realizada regularmente pelos profissionais (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000).

Além desses fatores a serem considerados, a colagem de bráquetes utilizando uma unidade de fonte de luz halógena, depende de um tempo de consulta maior, pois, na maioria das vezes, são colados vários acessórios na mesma consulta, sendo expostos à luz (10 a 40 segundos) cada um dos bráquetes, o que representa um período de tempo bastante longo e desconfortável tanto para o ortodontista quanto para o paciente (BISHARA, VON WALD e ZAMTUA, 1998; BISHARA, AJLOUNI, OONSOMBAT, 2003).

Ao final dos anos 90, unidades fotoativadoras por luz xênon ou arco de plasma (*PLASMA ARC – PAC*) foram introduzidas como alternativa de polimerização rápida. Este aparelho utiliza grande quantidade de energia, gases ionizados sob alta

pressão, que em presença de uma corrente elétrica, geram uma emissão de luz, forte o bastante para aumentar o padrão de polimerização dos adesivos fotoativados (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002).

A energia luminosa emitida é da ordem de 1650mW/cm<sup>2</sup>, o que supera, em mais de 3 vezes, a intensidade da luz gerada pelos aparelhos de luz halógena, e sua faixa espectral é filtrada a uma faixa mais estreita (450-500nm) coincidindo com o pico de absorção da canforoquinona, podendo ser reduzido o tempo de cura para 2 – 5 segundos (OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002). Um dos problemas no que diz respeito ao PAC é o seu potencial de elevar a temperatura pulpar, onde um aumento de 5 - 6°C corresponderia á um dano pulpar irreversível (HANNING e BOTT, 1999).

Como tentativa de contornar essas limitações, a tecnologia LED (*Light Emitting Diode*) tem sido proposta, por muitos autores, na polimerização das resinas durante a colagem de bráquetes (JANDT *et al.*, 2000; DUNN e TALOUMIS, 2002; ÜSÜMEZ; BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKESMEN, 2005; CACCIAFESTA *et al.*, 2005).

A primeira geração de aparelhos LED usava vários diodos para atingir a potência entre 12 e 400 mW/cm<sup>2</sup>, sendo classificados como de baixa potência (JANDT, 2000). Recentemente, os novos aparelhos têm apresentado valores de intensidades por volta de 1000 mW/cm<sup>2</sup>, ditos de alta potência ou de segunda geração. Essas mudanças, somadas a um comprimento de onda apropriado da fonte luminosa, sugerem que a diminuição no tempo de exposição pode ser adequada para a polimerização da resina, pois mais energia estaria disponível para ser absorvida pelos fotoiniciadores em um menor período de tempo (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; GRONBERG *et al.*, 2006).

Ao contrário das lâmpadas halógenas, cuja luz é gerada por filamentos incandescentes, os LEDs convertem a energia elétrica diretamente em luz por eletroluminescência através de feixes de semicondutores, proporcionando mínimo aquecimento (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000).

A composição do semicondutor é o que determina o comprimento de onda e a cor da luz emitida. No caso dos LEDs para uso odontológico, os semicondutores constituem-se de nitrito de gálio e índio (InGaN), sendo capazes de emitir um espectro de luz azul (450 - 490nm), correspondendo ao pico máximo de absorção pela canforoquinona (470nm), principal fotoiniciador da polimerização das resinas compostas (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000).

A quantidade de luz emitida pelas lâmpadas halógenas sobre toda a região espectral é maior do que a emitida pelos LEDs. No entanto, na região espectral de interesse, entre 450 – 470nm, a quantidade de luz emitida pelos LEDs pode atingir o dobro da emitida pela lâmpada halógena. Esta é a razão apontada por alguns autores para explicar a maior eficiência dos LEDs na polimerização das resinas compostas (STAHL *et al.*, 2000).

Por apresentarem um fluxo espectral mais estreito e seletivo para a canforoquinona, sua utilização deve ser reservada a materiais que contenham este fotoiniciador na sua composição ou outros que possuam o seu espectro de absorção máxima contida no mesmo intervalo (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999).

O tempo de vida útil dessas unidades (LED) é de, aproximadamente, 10.000h, sem significativa redução do desempenho ao longo do tempo. Como o espectro da ação do LED recai sobre a região de absorção da canforoquinona, não necessitam de filtro para a produção da luz azul. Outras vantagens associadas a esta fonte de luz prendem-se ao baixo consumo energético, pois são munidos de baterias



recarregáveis, dispensando o uso de fios. Além disso, são resistentes, silenciosos, tem mínima produção de calor, nenhum comprometimento pulpar e apresentam dimensões reduzidas, o que proporciona um *design* ergonômico (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT et al., 2000).

A polimerização das resinas é afetada pela quantidade de energia luminosa total que a atinge. Essa energia é o efeito combinado da intensidade da luz ( $\text{mW}/\text{cm}^2$ ), da distribuição espectral (nm), do tempo de exposição à luz (segundos) e da distância entre a ponta da fibra óptica do aparelho fotoativador e a resina (mm) (RUEGGERBERG, CAUGHMAN e CURTIS, 1994; OESTERLE e SHELLHART, 2001).

Segundo Chain (1995), a qualidade da polimerização, ou cura da resina composta, pode ser medida pelo grau de conversão de monômero em polímero da reação.

Eliades *et al.* (1995) destacam que testes de dureza e resistência à colagem são métodos de avaliação do desempenho mecânico das resinas, e, por meio desses testes, pode-se verificar se a polimerização foi eficaz. Porém, para a determinação da quantidade de polimerização, são necessários testes que mensurem a conversão de monômero em polímero, sendo indicado para tal a espectrofotometria.

O estudo de Fujibayashi *et al.* (1998) avaliou a profundidade de cura de uma resina ativada por LED, apresentando comprimento de onda na faixa de 470nm, e por QTH, nos tempos de 10, 20, 40 e 60 segundos de fotopolimerização. O grau de conversão foi analisado por meio da espectrofotometria por infra-vermelho, revelando maior conversão de monômero em polímero nos grupos ativados pela fonte de luz LED, mesmo quando ambas as fontes apresentavam mesma intensidade de  $100\text{mW}/\text{cm}^2$ .

Mills, Jandt e Ashworth (1999) compararam as fontes luminosas LED e Halógena, ambas com intensidade de 300mW/cm<sup>2</sup>, e observaram que os grupos da unidade LED apresentaram profundidade de cura significativamente maior, em relação aos grupos QTH, quando testados por 40 e 60s.

Cerveira (2005) pesquisou a eficiência do LED na polimerização da resina ortodôntica Transbond XT<sup>®</sup>, quando comparado com a luz halógena. Para isto, utilizou, em seu estudo, 60 corpos - de - prova compostos por anéis metálicos preenchidos por resina composta Transbond XT<sup>®</sup>, sendo divididos em grupos de acordo com tempos distintos de fotoativação. Para a luz halógena (XL 3000, 3M) foram usados 10, 20 e 30s e, para o LED (Free Light Ortholux, 3M), 5, 10 e 15s. As medidas obtidas foram a microdureza Knoop e o grau de conversão de monômero/polímero. O autor concluiu que o percentual de conversão de monômero/polímero da resina composta estudada é similar quando fotoativada com luz halógena ou LED, desta forma, a fotoativação com uso de LED permite a redução em 50% do tempo preconizado com o uso de luz halógena, considerando-se a utilização da Transbond XT<sup>®</sup>.

Muitas pesquisas têm sido desenvolvidas a fim de estabelecer uma redução no tempo de exposição à luz fotoativadora, durante a colagem dos bráquetes, que permita adequada polimerização da resina e resistência de união clinicamente aceitável.

No caso de colagem de bráquete, há que se levar em consideração a presença do acessório, como uma barreira à passagem da luz, principalmente quando ele for metálico. Tal obstáculo é vencido, em grande parte, aplicando-se a luz em torno do bráquete (CHEVITARESE e RUELLAS, 2005).

Eliades, Johnston e Eliades (1995) relataram não ter encontrado alteração na força de união ao realizarem um estudo de colagem com bráquetes metálicos e estéticos. Os autores atribuíram o achado ao fato do esmalte promover reflexão da luz e esta poder penetrar por outras vias que não através da estrutura do bráquete.

Segundo Cacciafesta *et al.* (2005), a distância entre a ponta do aparelho fotopolimerizador e a resina, que poderia ser um fator influente na quantidade e qualidade da polimerização, não demonstrou ser decisiva, uma vez que a força de descolagem não diferiu quando a distância de aplicação da luz foi aumentada em até 3 cm, independente da tipo de luz (halógena ou LED).

Oyama, Komori e Nakahara (2004) recomendam posicionar a ponta do aparelho o mais próximo possível da interface dente – bráquete, formando um ângulo de 45° com a superfície dentária. Relatam ainda que a intensidade da luz diminui significativamente com o aumento da distância, sendo observado, neste estudo, a partir de 5mm de distância.

Dunn e Taloumis (2002) compararam a força de união de bráquetes fotoativados por 40s com aparelhos LED e QTH, e não encontraram diferenças significativas na força de descolagem, embora a intensidade da luz QTH fosse sete vezes maior que a do LED, sendo esse de baixa potência.

Bishara, Ajlouni, Oonsombat (2003) não encontraram diferenças significativas ao compararem a resistência de união de bráquetes colados em esmalte, quando fotoativados com luz LED e QTH por 20 segundos. Concluíram que ambas as fontes de luz proporcionaram força adequada de resistência para a colagem ortodôntica. O aparelho LED utilizado apresentou leitura maior que 400mW/cm<sup>2</sup> ao radiômetro, sendo considerado de alta potência. Os autores relatam ainda a utilização de um

aparelho LED com ponta turbo, o qual permite a polimerização de dois bráquetes simultaneamente, otimizando, desta forma, o tempo clínico.

Üsümez, Büyükyilmaz e Karaman (2004) investigaram o efeito de 10, 20 e 40s de fotoativação com luz LED na força de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes ortodônticos com Transbond XT<sup>®</sup>, comparando com 40s de exposição com luz halógena, sendo este o grupo controle. Os resultados sugeriram que o LED a 20 (13,9 MPa) e 40s (12,7MPa) apresentaram valores de resistência de união estatisticamente similares aos 40s (13,1 MPa) com luz halógena. Entretanto, para o LED 10s (9,1 MPa) os valores de resistência de união foram significativamente mais baixos em relação aos demais grupos testados, mas ainda clinicamente aceitáveis. Resultados estes que concordam com os encontrados no estudo de Swanson *et. al.* (2004) que avaliou três tipos de LEDs x QTH, nos mesmos tempos de ativação do estudo anterior, observando diferença estatística nos valores de resistência de união de 10s para 40s, e que os valores mais altos foram encontrados nos grupos ativados por 40s. Acrescentam ainda que os valores de resistência de união aumentaram na proporção em que o tempo de fotoativação foi maior.

Layman e Koyama (2004) compararam o método convencional de fotopolimerização de bráquetes ortodônticos com luz halógena e com o LED em uma situação clínica. Todos os dentes foram preparados com *Transbond Plus Self-etching Primer*<sup>®</sup> e os bráquetes metálicos colados com Transbond XT<sup>®</sup>. Nos quadrantes superior e inferior direito, foi utilizado a luz halógena (Ortolux XT<sup>®</sup>) por 10s em cada lado do bráquete, de acordo com as recomendações do fabricante. Número igual de bráquetes foi colado nos quadrantes esquerdo do paciente com luz LED (Ultra-Lume LED<sup>®</sup> 2) por 10s em cada bráquete. As falhas na colagem foram registradas durante um período de três meses. Dos 103 bráquetes fotopolimerizados

com luz halógena, cinco descolaram (4,8%) e no grupo da unidade LED, apenas dois (1,9%). Apesar da diferença entre os grupos não ter sido estatisticamente significativa, as duas fontes de luz demonstram resultados clinicamente aceitáveis.

Mavropoulos *et al.* (2005) avaliaram o tempo mínimo necessário de fotoativação na colagem de bráquetes. Foi utilizando dois tipos de aparelhos LEDs (Ortholux LED e Ultra-Lume LED 5), nos tempos de 5 e 10s, e uma unidade emissora de luz halógena de alta potência (Optilux 501) por 40s. Os grupos 10s, com as unidades LEDs, alcançaram força de união suficientes quando comparados ao grupo controle, QTH 40s. Em contraste, os grupos 5s demonstraram resultados significativamente menores de força de união, mas clinicamente aceitáveis segundo Reynolds (1975). Os achados indicam que 10s de exposição parece ser tempo suficiente para colagem de bráquetes metálicos, sendo a tecnologia LED uma alternativa vantajosa em relação aos convencionais aparelhos halógenos.

Gronberg *et al.* (2006) avaliaram a força de união de bráquetes colados ao esmalte bovino variando tempo de exposição (5, 10, 20 e 40 segundos) e a distância entre a fonte luminosa, LED (800 mW/cm<sup>2</sup>) e a resina (1 e 10 mm), comparando com o grupo controle QTH (400 mW/cm<sup>2</sup>) 20 segundos a 1mm de distância. Observaram diferenças significativas na força de união entre os tempos de exposição, sendo 5s (9,8 MPa) significativamente menor do que nos 20s (13,7 MPa) e 40s (17,1 MPa), à 1 mm de distância. Diferenças significativas não foram encontradas nas freqüências IAR nem na força de união em relação às distâncias. Apenas quando comparado o grupo 5s com os demais períodos de tempo, observaram-se diferenças significativas nos valores IAR, com maior freqüência de escore 3 (toda resina sobre o esmalte), indicando incompleta polimerização na base do bráquete.

Thind, Stirrups e Lloyd (2006) verificaram a resistência de união de bráquetes fotoativados por três diferentes fontes de luz. Os bráquetes foram colados com resina Transbond XT<sup>®</sup>, sobre o esmalte de dentes pré-molares, previamente preparados, e fotoativados de acordo com a fonte de luz. Grupo 1 = QTH, 20s (Ortholux XT, 400mW/cm<sup>2</sup>); Grupo 2 = PAC, 6s (Ortho lite, 2000mW/cm<sup>2</sup>); Grupo 3 = LED, 10s (Ortholux LED, 1000 mW/cm<sup>2</sup>). Após 24h de armazenamento, os corpos - de - prova foram submetidos aos testes mecânicos por uma máquina universal, com velocidade de 0,5mm/min. Não foi encontrado diferenças significativas entre os grupos testados, Grupo 1 (6,83 MPa), Grupo 2 (7,14 MPa) e Grupo 3 (6,7 MPa). Em relação ao IAR, os valores do grupo 2 foram significativamente diferentes em relação aos dos grupos 1 e 3 (estes não apresentaram diferenças entre si). No grupo 2 observou-se uma maior tendência de ocorrência de falhas entre o adesivo e a superfície do esmalte, do que nos outros grupos.

Na maioria dos estudos, as aferições das fontes luminosas foram realizadas por meio de radiômetros específicos para as fontes (BISHARA, AJLOUNI e OONSOMBAT, 2003; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; ÜSÜMEZ; BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Jandt *et. al.* (2000) relatam que o radiômetro tem potencial para realizar a leitura da intensidade de luz em uma faixa de comprimento de onda pré-determinado, sendo necessário, desta forma, dispositivos distintos para cada natureza de luz.

### 2.3 Ensaios Mecânicos

A ocorrência de falhas na colagem de bráquetes é um dos aspectos mais frustrantes da prática ortodôntica, resultando no prolongamento do tratamento, custos adicionais de materiais e de consultas. Desta forma, a localização da falha de união pode indicar a causa do problema. Basicamente, o sistema de colagem ortodôntica envolve duas interfaces, quais sejam: esmalte/adesivo e adesivo/bráquete, e a colagem pode ser estudada por meio de modelos clínicos controlados, modelos clínicos simulados *in vitro*, ou também modelos de substratos isolados, onde o adesivo colado na estrutura dentária ou no bráquete é analisado independentemente (POWERS, KIM e TURNER, 1997).

O estudo *in vitro* da resistência de união, o qual utiliza como substrato dente humano ou bovino extraído, ainda é o método mais difundido entre as pesquisas de colagem ortodôntica. Estes estudos atuam como diretrizes para o uso dos materiais clinicamente, antes de estudos clínicos complementarem o seu comportamento (POWERS, KIM e TURNER, 1997; PIKETT et al., 2001; BISHARA, AJLOUNI e OONSOMBAT, 2003; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; ÜSÜMEZ; BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CACCIAFESTA et al., 2005; GRONBERG et al., 2006).

De acordo com Pickett et al. (2001), a resistência de união entre o adesivo e o acessório deve ser suficiente para suportar tanto às forças da mastigação, quanto o estresse exercido pelos arcos ortodônticos, permitindo, desta forma, o controle da

movimentação dentária nos três planos do espaço. Ao mesmo tempo, a união deve ser tal que permita a descolagem do bráquete, sem causar danos à superfície do esmalte.

Reynolds (1975) relatou a dificuldade de se determinar a força de união necessária entre dente e acessório, uma vez que a carga oclusal varia consideravelmente e a força transmitida a cada dente, individualmente, é difícil de ser mensurada. Na opinião deste autor, entretanto, valores entre 60 e 80 kg/cm<sup>2</sup> parecem ser razoáveis ainda que valores de resistência da colagem, *in vitro*, de aproximadamente 50 kg/cm<sup>2</sup> tenha demonstrado sucesso clinicamente.

O valor mínimo de força de união necessário para a confiabilidade clínica dos procedimentos de colagem ortodôntica ainda é desconhecido, podendo variar de acordo com o sistema adesivo usado, o *desing* da base do bráquete, morfologia do esmalte, o sistema de força do aparelho e a técnica clínica utilizada (GREENLAW, WAY e KHADRY, 1989).

Retief (1974), em seu estudo *in vitro*, demonstrou fratura de esmalte quando foram observados valores de resistência de união por volta de 9,7MPa.

No uso clínico, o bráquete colado está sujeito a forças provenientes de diferentes direções, mas todas convergem para componentes que atuam em ângulos perpendiculares (tração) ou paralelamente (cisalhamento) à interface dente/bráquete (BEECH e JALALY, 1981).

Os testes mecânicos de resistência devem ser utilizados, apenas, com o objetivo principal de estabelecer uma comparação entre os grupos experimentais, da efetividade do material testado, e não serem diretamente relacionados ao que possa acontecer clinicamente (VAN NOORT *et al.*, 1989).



Dividindo-se a força máxima usada na descolagem expressa em Newton (N), pela área da colagem expressa em mm<sup>2</sup>, obtém-se a força de resistência de união expressa em megapascal (MPa), como explicam Powers, Kim e Turner (1997). Estes autores relataram que nos testes de resistência ao cisalhamento, o bráquete é pressionado por uma lâmina sob tração ou compressão ou por um fio sob tensão, de modo que o acessório deslize paralelamente ao substrato sobre o qual foi colado. Uma força de cisalhamento pura é difícil de ser obtida, e a maioria dos testes de cisalhamento inclui componentes de tração, tensão e torção. Afirmam, também, que tanto os testes de tração, quanto os testes de cisalhamento são válidos para estudos de resistência de união na colagem ortodôntica.

Stanford et al. (1997), após uma revisão dos protocolos de testes de resistência de união de bráquetes ortodônticos, enfatizaram a necessidade de padronização para que os resultados de diferentes pesquisadores possam ser comparados.

Segundo Pikett et al. (2001), tradicionalmente, o sistema de colagem ortodôntica é avaliado por meio de testes de resistência ao cisalhamento, *in vitro*, utilizando uma máquina de teste universal. Consideraram, contudo, os estudos que avaliam a resistência da colagem de bráquetes, difíceis de comparar e interpretar, em virtude do grande número de variáveis como: os adesivos usados, o substrato de colagem e o propósito do teste. Condições ótimas para colagem do bráquete e de controle da umidade só é encontrado no ambiente *in vitro*, talvez sejam estas, algumas das razões, que expliquem a obtenção de valores de resistência de união mais altos nos testes *in vitro*, quando comparado com valores obtidos em testes *in vivo*.

Diferentes sistemas de colagem com diferenças estatisticamente significativas entre os mesmos, podem apresentar nenhuma diferença estatisticamente significativa nos valores de falha clínica (PIKETT *et al.*, 2001).

Três variáveis associadas com testes de união foram avaliadas no estudo de Fowler *et al.* (1992): o tipo de teste, se cisalhamento ou tração; o desenho do aparelho de tração; e o substrato, se humano ou bovino. Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência de união entre os testes de tração e cisalhamento. A resistência de união de alguns sistemas adesivos diferiu significativamente quando testados por dois aparelhos de tração diferentes, desta forma o desenho do aparelho pareceu afetar os valores. Em relação ao esmalte humano e bovino, os valores de resistência de união foram comparáveis, embora houve uma tendência para maiores valores de união ao esmalte bovino. Os autores recomendam usar o cisalhamento nos testes de união por produzirem falhas adesivas mais acentuadas.

Newman, Newman e Sengupta (2001) descreveram que os corpos - de - prova do estudo foram posicionados em uma máquina de teste universal Instron<sup>®</sup>, ficando a base do bráquete paralela à direção de aplicação da força. A força de descolagem foi aplicada, no sentido gengivo – oclusal, por meio de um fio 0,012 polegadas posicionado abaixo das aletas gengivais do bráquete.

Pikett *et al.* (2001) desenvolveram um dispositivo de descolagem, que registra os valores de resistência de união *in vivo*. Os autores compararam os resultados de testes de resistência de união *in vitro* com os valores obtidos *in vivo*. No estudo *in vitro* foram utilizados 60 pré-molares extraídos, sendo divididos em 2 grupos (n = 30, por grupo), em que bráquetes metálicos foram colados com Transbond XT<sup>®</sup> (3M Unitek) nas faces vestibulares de cada dente. No primeiro grupo foi realizado teste

de cisalhamento em máquina de ensaio universal, tendo como média de resistência de união 11,02 MPa. No segundo grupo, foi utilizado um instrumento desenvolvido a partir da modificação de um alicate que pressionava um gancho na porção gengival do bráquete enquanto apoiava-se na face oclusal do dente. A remoção do bráquete ocorreu por cisalhamento e a força de descolagem foi registrada por um dinamômetro digital acoplado ao alicate, obtendo-se como média 12,83 MPa. Para o estudo *in vivo*, oito pacientes foram submetidos a tratamento ortodôntico e, após um tempo médio de 23 meses, os bráquetes dos pré-molares foram removidos com o instrumento desenvolvido pelos autores, encontrando como média de resistência de união 5,47 MPa. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos testados, e os resultados indicam que os valores médios de resistência de união *in vivo*, ao final do tratamento ortodôntico, são significativamente menores do que os valores obtidos *in vitro*. Os autores acrescentam ainda que, provavelmente, as razões de se ter obtido valores tão baixos de resistência de união *in vivo*, foram pelo tempo em que o aparelho ficou em contato com o ambiente oral, exposição do sistema bráquete/adensivo aos ácidos da cavidade bucal e às forças da mastigação.

SINHORETI *et al.* (2001) compararam a influência do uso de uma fita de aço, fio ortodôntico e de um sistema de cinzel na resistência de união, através do cisalhamento, na interface dentina/resina. Quarenta e oito dentes humanos tiveram suas faces vestibulares lixadas até obter uma superfície plana de dentina. Foram divididos em 3 grupos, onde a superfície dentinária foi tratada e, posteriormente, foi aplicada a resina composta Z – 100 (3M), em camadas, através de uma matriz metálica de 4 mm de diâmetro e 5 mm de altura. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C e 100% de umidade relativa, por 24h, e então submetidas

à termociclagem com 500 ciclos. Os testes de cisalhamento foram realizados em uma máquina de teste universal (Otto Wolpert) com velocidade de carregamento de 6mm/min. Os resultados mostraram que o cisalhamento com o fio ortodôntico produziu maiores valores de resistência de união (13,33 MPa), seguido do cinzel (7,81 MPa) e da fita de aço (4,87 MPa). Os autores concluíram que pequenas variações nas metodologias de testes de cisalhamento produziram valores estatisticamente diferentes de resistência de união. Diferentes métodos de cisalhamento *in vitro* pode tornar a comparação do comportamento clínico dos materiais dificultado.

Gourgues e Menezes (2003) compararam a resistência de colagem ao cisalhamento entre primeiros e segundos pré-molares humanos. Utilizaram 40 dentes, sendo divididos em grupo A (primeiros pré-molares, n=20) e grupo B (segundos pré-molares, n=20), os quais tiveram suas superfícies devidamente preparadas para a colagem dos bráquetes com Transbond XT<sup>®</sup>. Os corpos - de - prova foram armazenados em água destilada, por sete dias, à temperatura de 36°C ± 1°C, sendo submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento em máquina de ensaio (Panambra Pantec-modelo Versat 500), operando a uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados demonstraram comportamento semelhante, de resistência de união, para os grupos A (8,4 N) e B (9,34 N), indicando que tanto primeiros quanto segundos pré-molares podem ser utilizados em testes resistência ao cisalhamento. Avaliando o IAR, a maior parte das falhas observadas ao microscópio óptico, com 8x de aumento, ocorreu entre bráquete/resina, indicando que a união entre resina e esmalte foi satisfatória.

Trites, Foley e Banting (2004) utilizaram uma máquina de teste Instron<sup>®</sup> com célula de carga de 50 kg à velocidade de 2 mm/min para efetuar a descolagem dos

270 corpos - de - prova. Um segmento de fio 0,018" x 0,025" foi posicionado no *slot* de cada bráquete a fim de minimizar a deformação do mesmo, enquanto que a força de cisalhamento, por meio de um cinzel, foi aplicada paralelamente à base do bráquete.

Uma máquina de teste universal com matriz de cisalhamento, de carregamento por cinzel, foi utilizada para a realização dos testes de resistência de união na colagem de bráquetes com Transbond XT<sup>®</sup>, fotoativados por diferentes tipos de fontes luminosas e em diferentes tempos de exposição. A carga foi aplicada no sentido ocluso-gengival, por um cinzel, com velocidade de carregamento de 0,5 mm/min (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004).

No estudo de Cacciafesta (2005), os corpos - de - prova foram submetidos à força de cisalhamento por cinzel, com sistema de guilhotina, no sentido gengivo – oclusal, á velocidade de 1 mm/min, em uma máquina de teste Erichsen, após 24h de armazenamento em água destilada à temperatura ambiente. A força máxima para descolar ou iniciar a descolagem foi registrada em Newton (N) e convertida em megapascal (MPa) dividindo-se a força em Newton (N) pela área da superfície de colagem do bráquete.

Bishara *et al.* (2005) verificaram a influência da variação da velocidade de carregamento dos testes mecânicos na resistência de união dos bráquetes. Para a colagem dos bráquetes foi utilizado Transbond XT<sup>®</sup> e a resistência de união foi mensurada com velocidade de carregamento de 5 mm/min (Grupo I) e a 0,5 mm/min (Grupo II), meia hora após a colagem dos bráquetes, sendo a força aplicada oclusogengival. Os grupos apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si, 7MPa e 12,2 MPa, respectivamente. Os achados indicam a importância da

padronização dos testes de resistência de união a fim de permitir a comparação entre os estudos.

Romano *et al.* (2005) avaliaram a resistência de união de bráquetes colados, com diferentes compósitos, sobre o esmalte preparado com o sistema adesivo autocondicionante *Transbond Plus Etching Primer - TPSEP* (3M Unitek). Quarenta dentes pré-molares humanos tiveram suas raízes embutidas em anéis de PVC com resina acrílica quimicamente ativada, sendo divididos em 4 grupos. No grupo 1, controle, foi utilizado o sistema adesivo convencional *Transbond XT*<sup>®</sup>. Nos grupos 2 – 4, o TPSEP foi aplicado antes da colagem com *Transbond XT*<sup>®</sup>, Z-100 e *Concise Ortodôntico*, respectivamente. Após a colagem, a amostra foi armazenada em água destilada a 37°C, por 24 h. Os bráquetes foram desc olados em uma máquina de teste universal com velocidade de carregamento de 0,5 mm/min, utilizando-se um fio ortodôntico retangular, posicionado no interior do *slot* do bráquete. Os resultados demonstraram que o grupo 1 (6,43 MPa) obteve valores de resistência de união estatisticamente superiores aos demais grupos. Entre os grupos 2 (4,6 MPa) e 3 (4,74 MPa) não houve diferenças significativas, embora tenham sido estatisticamente superior ao grupo 4 (0,02 MPa). Em relação a avaliação do IAR, a maioria das falhas envolveram a interface bráquete/resina (grupo 1 e 2), assim como a interface resina/esmalte (grupo 3 e 4).

Empregando os sistemas adesivos *Transbond APC* bráquetes (3M Unitek) e um cimento de ionômero de vidro modificado por resina (*Fuji Ortho LC, GC*), Shamsi *et al.*, em 2006, avaliaram a resistência de união desses adesivos na colagem de bráquetes metálicos. Um total de 60 pré-molares foram incluídos em anéis de PVC, tendo suas raízes seccionadas, e apenas a porção palatina da coroa foi incluída em resina acrílica quimicamente ativada. No grupo 1, os dentes foram condicionados

com ácido poliacrílico 10%, e os bráquetes colados com Fuji Ortho LC em meio úmido. No grupo 2, foi utilizado ácido fosfórico 37% para o condicionamento do esmalte, e os APC bráquetes foram colados. Os corpos - de - prova foram submetidos ao ensaio de cisalhamento com velocidade de 1 mm/min, após 24 h de armazenamento em água destilada a 37°C, usando fio retangular ortodôntico posicionado abaixo das aletas cervicais dos bráquetes. Encontraram valores de resistência de união significativamente mais baixos no grupo 1 (7,91 MPa) em relação ao grupo 2 (10,66 MPa). O IAR também mostrou diferenças significativas entre os grupos, sendo que no grupo 1, todas as falhas ocorreram na interface esmalte/resina (100%); entretanto, o grupo 2 mostrou falha coesiva do adesivo em 90%. O Fuji Ortho LC demonstrou ser uma opção na colagem de bráquetes nas situações em que o controle da umidade é dificultado.

Klocke e Kahl-Nieke (2006) determinaram a influência da direção da força de descolagem nos testes de resistência de união dos bráquetes. Cento e cinquenta dentes incisivos bovinos, incluídos em anéis de PVC, tiveram suas superfícies de esmalte preparadas para a colagem dos bráquetes com Transbond XT<sup>®</sup>. Os ensaios mecânicos foram realizados por uma máquina universal, com velocidade de 1mm/min; empregando fio de aço posicionado entre as aletas oclusais e a base do bráquete. As forças de descolagens foram direcionadas paralelas a base do bráquete (grupo B); em direção a superfície do esmalte (Grupo A) desviando 15° da força aplicada paralela a base do bráquete; afastando-se da superfície do esmalte desviando 15° (Grupo C), 30° (Grupo D) e 45° (Grupo E) da força aplicada paralela a base do bráquete. Os resultados demonstraram diferenças significativas entre os grupos testados: Grupo A (22,9 MPa), Grupo B (17,9 MPa), Grupo C (12,99 MPa), Grupo D (7,93 MPa), Grupo E (6,65 MPa). Os valores de resistência de união foram

significativamente influenciados pela direção da força de descolagem, indicando a necessidade de um maior controle e padronização nos testes de resistência de união utilizados como parâmetros na descolagem dos bráquetes.

Uma maneira de sistematizar o comportamento dos agentes de união em termos de permanência sobre o esmalte é por meio do modo de fratura da interface bráquete/esmalte, o qual fornece informações sobre a qualidade da adesão entre o material e a estrutura dentária e entre o material e a base do bráquete (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994).

Zachrisson (1977) observou que, clinicamente, a maioria das descolagens decorreu de falhas adesivas na interface adesivo/esmalte, ou de uma combinação entre fraturas na interface adesivo/esmalte e no interior da camada do material de colagem.

Beech e Jalaly (1981) destacaram que houve uma maior dispersão nos valores obtidos com o cisalhamento do que com a tração. Notaram, também, que as falhas relacionadas ao cisalhamento aconteceram, na maioria das vezes, na interface adesivo/esmalte. Por outro lado, falhas relacionadas à tração ocorreram parcialmente ou totalmente dentro do adesivo.

Årtun e Bergland, em 1984, criaram um sistema de avaliação da quantidade de adesivo deixada sobre a estrutura dental após a remoção de bráquetes, o ARI (*ARI – Adhesive Remnant Index / IAR – Índice de Adesivo Remanescente*). Este Índice foi desenvolvido a partir de estudos *in vitro* em 20 dentes extraídos, tendo sido adotados os seguintes critérios: **0** – nenhum adesivo foi deixado sobre o esmalte; **1** – menos da metade do adesivo foi deixado sobre o esmalte; **2** – mais da metade do adesivo foi deixado sobre o esmalte; **3** – todo o adesivo foi deixado sobre o esmalte, com visualização perfeita da impressão da base do bráquete.



Nos testes de resistência de união à colagem podem-se esperar tanto falhas coesivas (no esmalte, no bráquete ou na resina) como falhas adesivas (entre dente e resina ou entre bráquete e resina). Desta forma, devem ser medidos e observados o local e a percentagem de fraturas, utilizando-se uma escala como o IAR, uma vez que este tipo de índice codifica a quantidade de resina remanescente sobre o dente ou sobre o bráquete (POWERS, KIM e TURNER, 1997).

Bishara, Von Wald e Zamtua (1998) relataram que, em todos os grupos testados, a fratura ocorreu na interface bráquete/adesivo, tendo permanecido aderidas ao esmalte quantidades variadas de adesivo remanescente.

Segundo Bishara *et al.* (2002), a manutenção de uma superfície de esmalte sadia, após a descolagem, é um dos principais objetivos dos ortodontistas. Desta forma, a ocorrência de fraturas entre a interface bráquete/adesivo ou no interior da camada de adesivo é mais desejável e segura, do que falhas na interface adesivo/esmalte, quando da descolagem.

Üsümez, Büyükyilmaz e Karaman (2004) avaliaram a superfície do esmalte dos corpos - de - prova e os bráquetes, após a descolagem, sob aumento de 10x, a partir do IAR modificado. Este índice foi proposto por Olsen *et al.*, em 1997, avaliando os seguintes critérios: **1** – todo o adesivo, com visualização da impressão da base do bráquete, permaneceu sobre o esmalte; **2** – mais de 90% do adesivo permaneceu sobre o esmalte; **3** – mais de 10%, mas menos que 90%, do adesivo permaneceu sobre o esmalte; **4** - menos de 10% do adesivo permaneceu sobre o esmalte; **5** - nenhum adesivo permaneceu sobre o esmalte.

Nos estudos de Elvebak *et al.*, 2006, após a descolagem dos bráquetes, os dentes foram examinados ao microscópio óptico sobre 20x de aumento, tendo sido aplicado o IAR proposto por Årtun e Bergland, para avaliar a natureza da

descolagem. Duas amostras de cada grupo, das quais demonstraram maiores valores de resistência de união, foram analisadas ao microscópio eletrônico de varredura (MEV) para determinar a localização da ocorrência de fratura de esmalte devido à excessiva força de união.

Gronberg *et al.* (2006) relataram que, após descolagem, os dentes e os bráquetes foram examinados ao microscópio óptico sob 20x de aumento. Avaliou-se a quantidade de adesivo remanescente, utilizando-se o IAR, sendo o modo de fratura classificado com relação à quantidade de material adesivo que permaneceu aderido à respectiva superfície do esmalte que foi colado.

*3 Proposição*

---

Propôs-se no presente estudo:

1. Comparar, *in vitro*, os valores de resistência de união ao cisalhamento de bráquetes metálicos colados, com resina composta (Transbond XT<sup>®</sup>), e fotoativados por duas diferentes fontes de luz (LED e Halógena) em diferentes tempos de exposição (5s, 10s e 15s; e 10s, 20s e 30s), respectivamente.
2. Avaliar os tipos de fraturas obtidos após a descolagem.



#### *4.1 Seleção da Amostra*

A amostra do presente trabalho foi composta por 126 pré-molares humanos, hígidos (sem cáries, fraturas ou restaurações), totalmente erupcionados no meio bucal e com extração indicada por motivos ortodônticos. Os dentes foram obtidos junto à Faculdade de Odontologia da PUCRS e clínicas particulares, mediante assinatura do termo de consentimento pelo paciente (Anexo 3, página 112). Imediatamente após a extração, os dentes foram lavados em solução fisiológica e imersos e armazenados em solução de Timol a 0,1%, à temperatura ambiente, por um período não superior a 6 meses, até o início da fase experimental.

#### *4.2 Confecção dos Corpos - de - Prova*

##### **4.2.1 Secção dos dentes**

Os 126 dentes da amostra foram seccionados, primeiramente, na suas faces proximais, de mesial para distal, tendo como orientação o sulco oclusal, com o propósito de separar as faces vestibular e lingual / palatina da coroa. Para isto utilizou-se ponta diamantada cônica<sup>3</sup> em alta rotação com refrigeração (Figura 1, página 55).

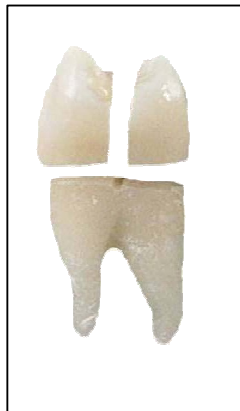
---

<sup>3</sup> Ponta Diamantada cônica, ref. 3195, KG Sorensen, SP, BR.



**Figura 1 – Secção do dente, de mesial para distal, separando a porção vestibular da lingual / palatina da coroa.**

A seguir, os dentes tiveram suas raízes seccionadas, ao nível da junção cimento-esmalte, com a mesma broca diamantada, em alta rotação (Figura 2 ).



**Figura 2 - Secção da raiz do dente na região cimento-esmalte.**

Nos fragmentos vestibulares coronários, foram realizadas pequenas retenções nas laterais e na câmara pulpar, para que, no momento da inclusão, a resina acrílica penetrasse nessas retenções, evitando o deslocamento do fragmento vestibular no momento dos testes mecânicos (Figura 3). Este procedimento foi realizado com a mesma ponta diamantada em alta rotação já citada anteriormente.



**Figura 3 – Retenções nas laterais e na câmara pulpar do fragmento vestibular.**

Após estes procedimentos de preparo para inclusão, os fragmentos dentários vestibulares foram armazenados, novamente, em solução de Timol 0,1% à temperatura ambiente, até o início da fase de inclusão.

#### **4.2.2 Inclusão dos dentes**

Para a realização dos testes de resistência ao cisalhamento, os 126 fragmentos dentários vestibulares foram incluídos em anéis padronizados de PVC<sup>4</sup> com 20 mm de diâmetro e altura.

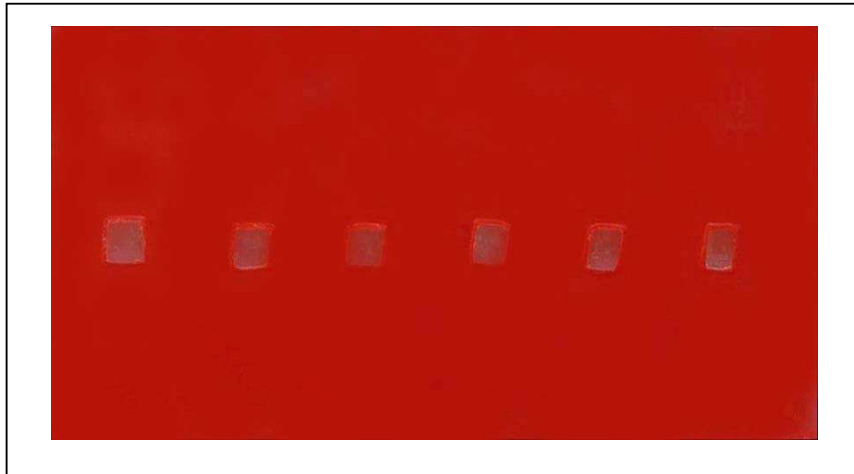
Sobre uma placa de vidro foi posicionada uma lâmina de cera n°7<sup>5</sup>, e nesta foram realizadas aberturas, que se aproximassem do tamanho dos fragmentos dentários, com uma espátula Lecron<sup>6</sup> aquecida (Figura 4, página 57).

<sup>4</sup> PVC Tigre®, BR.

<sup>5</sup> Cera rosa n°7, ref. 2009, Horus, RJ, BR.

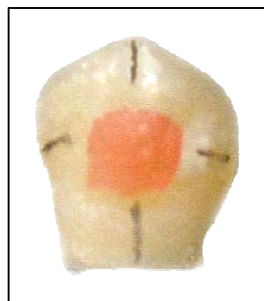
<sup>6</sup> Espátula Lecron n°5, Duflex, BR.





**Figura 4 – Aberturas na cera nº7, sobre uma placa de vidro.**

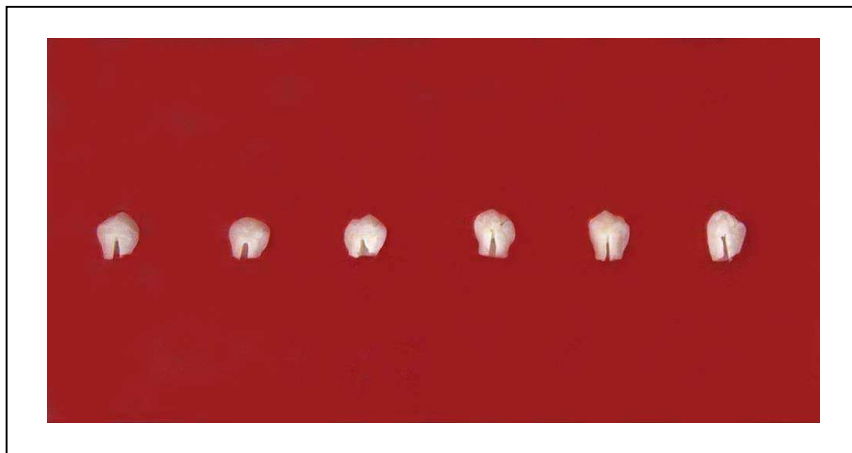
A área de colagem do bráquete foi determinada clinicamente, por inspeção, e por auxílio de marcas à lápis no longo eixo do dente e nas laterais da coroa, estabelecendo-se desta forma o ponto central da face vestibular, na região de maior convexidade. Nesta área, foi fixada a cera nº7, o que serviu como guia para o posicionamento dos fragmentos vestibulares sobre a placa de vidro (Figura 5).



**Figura 5 – Face vestibular com marcações auxiliares a lápis para a determinação da área da colagem.**

Estes fragmentos foram posicionados no interior das aberturas realizadas na cera nº7, com a face vestibular contra a placa de vidro, de modo que a área da colagem, previamente determinada, ficasse posicionada paralela ao solo. Com uma espátula de cera nº31<sup>7</sup> aquecida, as bordas da cera nº7 foram plastificadas a fim de fixar esses fragmentos em posição (Figura 6, página 58).

<sup>7</sup> Espátula de cera nº31, Duflex, BR.



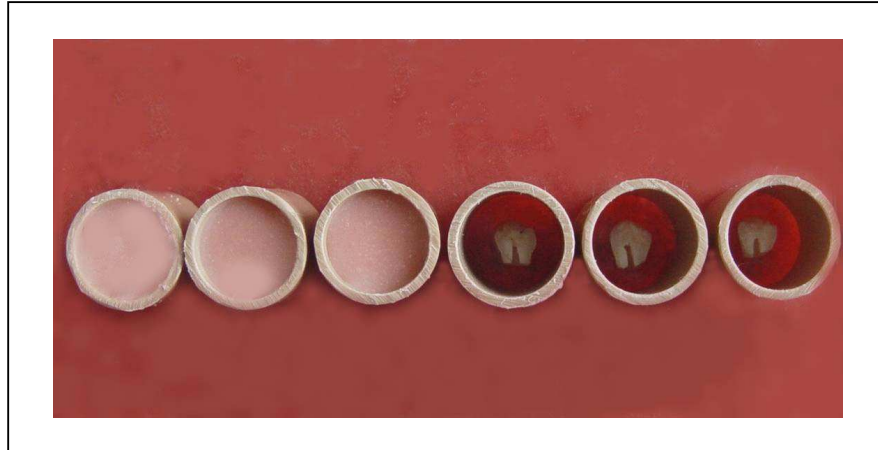
**Figura 6 – Fragmentos vestibulares posicionados no interior das aberturas na cera nº7.**

Após, os anéis de PVC foram posicionados sobre a lâmina de cera nº7, de forma a envolver todo o fragmento dentário, e pressionados de modo a estabelecer um perfeito vedamento. Estando os anéis fixados nas posições adequadas, os mesmos foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável<sup>8</sup> (Figura 7 e Figura 8, página 59).



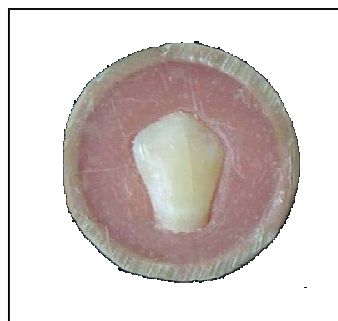
**Figura 7 – Resina acrílica autopolimerizável utilizada no preenchimento dos anéis de PVC para a inclusão dos fragmentos vestibulares.**

<sup>8</sup> Resina acrílica autopolimerizável rosa. Pó e Líquido, JET, SP, BR.



**Figura 8 – Anéis de PVC posicionados sobre a lâmina de cera n°7, envolvendo cada um dos fragmentos, sendo preenchidos com resina acrílica autopolimerizável.**

Após a presa da resina acrílica, os fragmentos dentários incluídos nos anéis de PVC foram removidos da lâmina de cera n°7 e lavados com vapor de água (Vaporetto<sup>®9</sup>) para eliminar resíduos deixados pela cera durante o processo de inclusão (Figura 9). Logo após, foram armazenados sob imersão, em água destilada, à temperatura ambiente em um recipiente plástico vedado, até o momento da colagem.



**Figura 9 – Fragmento vestibular incluído em anel de PVC.**

<sup>9</sup> Vaporetto<sup>®</sup>, Polti, SP, BR.

#### **4.2.3 Preparo da superfície do esmalte e colagem dos bráquetes**

Este procedimento obedeceu a seguinte seqüência:

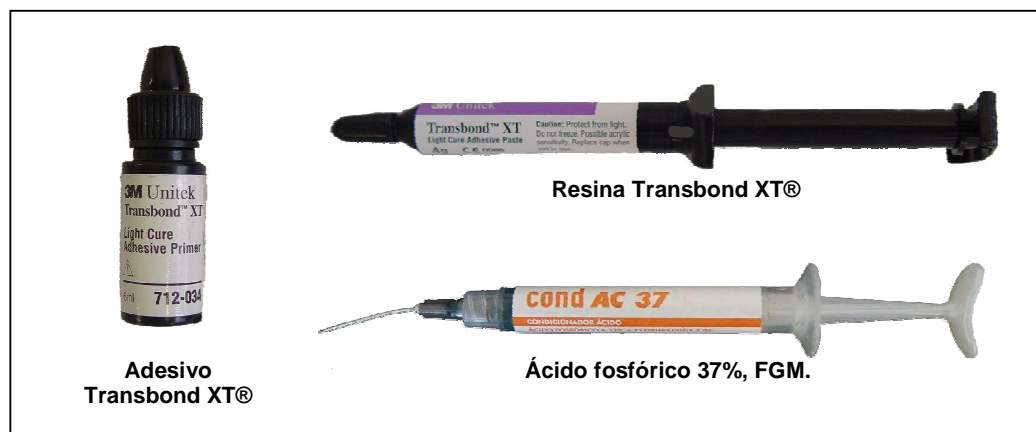
- a) Profilaxia – Com taça de borracha, em baixa rotação, utilizando pedrapomes e água, durante 10 segundos;
- b) Lavagem – Com água destilada por 10 segundos.
- c) Secagem – Com jato de ar da seringa tríplice, isento de água e óleo, por 10 segundos, a uma distância de 5,0 cm;
- d) Condicionamento do esmalte – Com ácido fosfórico a 37%<sup>10</sup> (Figura 10, página 61) durante 15 segundos e, posteriormente, lavado com água destilada por 15 segundos.
- e) Secagem – Com jato de ar da seringa tríplice, isento de água e óleo, por 10 segundos, a uma distância de 5,0 cm;
- f) Aplicação do adesivo do Transbond XT<sup>®11</sup> sobre o esmalte condicionado;
- g) Aplicação da resina composta Transbond XT<sup>®11</sup> na base do bráquete e posicionamento do mesmo sobre o dente com leve pressão manual, seguido de remoção dos excessos;
- h) Fotoativação do adesivo e da resina composta – Foi realizada de acordo com o tipo de fonte luminosa e os tempos de exposição determinados na distribuição da amostra, que será relatada a seguir.

---

<sup>10</sup> Ácido fosfórico 37%, ref. 68059, FGM, SC, BR.

<sup>11</sup> Sistema Adesivo Transbond XT<sup>®</sup>, ref. 712-035, 3M-UNITEK, Monrovia, CA, EUA.

Todas as colagens foram com o sistema adesivo Transbond XT® (Figura 10), executadas pelo mesmo operador, com pinça de apreensão<sup>12</sup>, e os excessos foram removidos com sonda exploradora<sup>13</sup>. Foram utilizados 126 bráquetes metálicos<sup>14</sup> para pré-molares, sendo, portanto, um bráquete para cada corpo - de - prova.



**Figura 10 – Ácido fosfórico 37% e Sistema adesivo Transbond XT®.**

#### ***4.3 Caracterização das Fontes Luminosas e Distribuição da Amostra***

As duas fontes luminosas utilizadas neste estudo foram a luz halógena (XL 3000, 3M) e LED (Free Light Ortholux, 3M – Unitek) (Figuras 11 A e B, respectivamente, página 62).

<sup>12</sup> Pinça de apreensão, ref.137, Duflex, BR.

<sup>13</sup> Sonda exploradora nº5, Duflex, BR.

<sup>14</sup> Ref. 10.30.208, Morelli®, SP, BR.

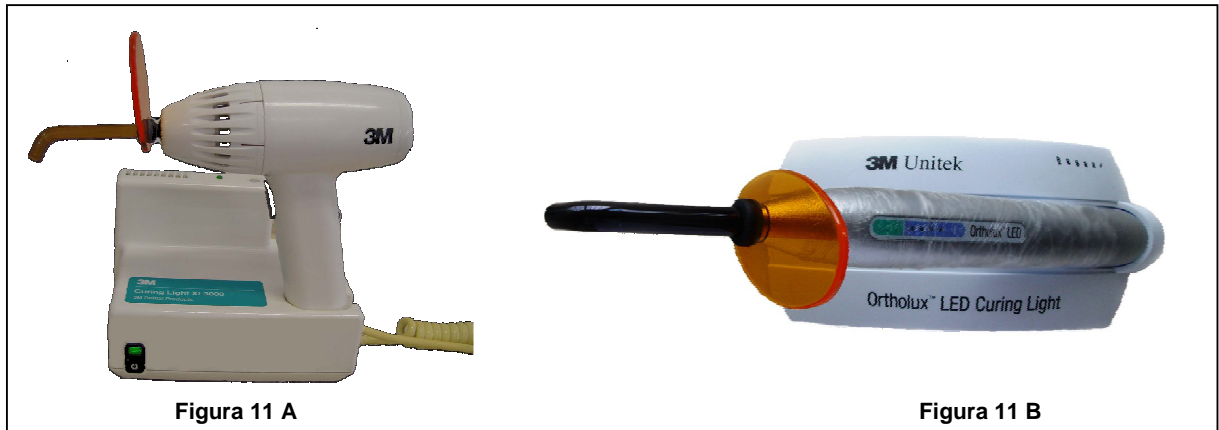


Figura 11 A – Aparelho fotopolimerização por luz halógena XL 3000.

Figura 11 B – Aparelho de fotopolimerização por *Light Emitting Diode* (LED).

A intensidade de luz dos aparelhos foi monitorada através da utilização de radiômetros específicos para cada tipo de fonte luminosa. Para o QTH, radiômetro digital convencional<sup>15</sup> (Figura 12 A) e, para o LED, radiômetro analógico específico<sup>16</sup> (Figura 12 B). A Tabela 1, página 63, mostra os resultados médios encontrados para essas medidas. A tabela com os valores de cada aferição dos aparelhos com seus respectivos radiômetros pode ser observada no Apêndice A (página 102).

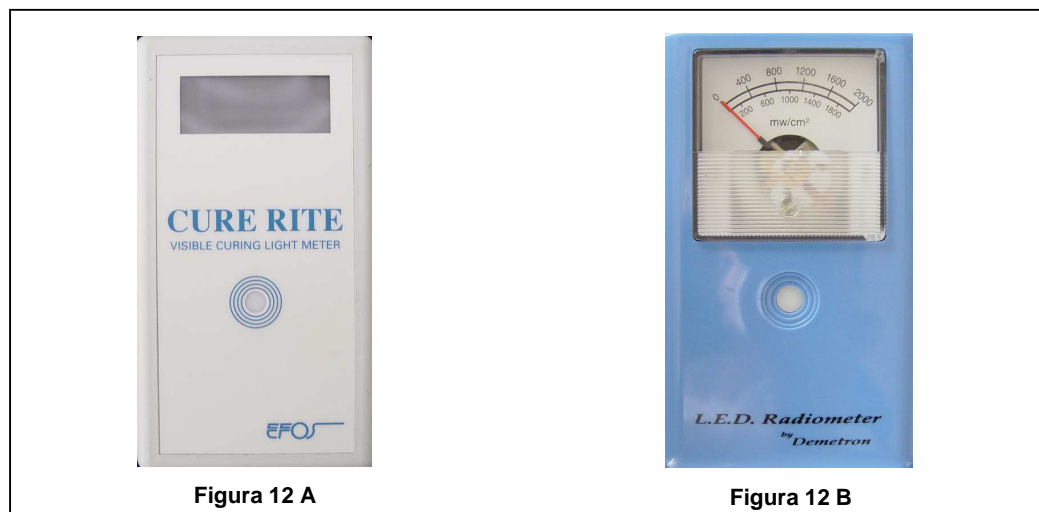


Figura 12 A – Radiômetro digital para luz halógena.

Figura 12 B – Radiômetro analógico para LED.

<sup>15</sup> EFOs – 8000 *Cure Rite Radiometer* – EUA.

<sup>16</sup> Demetron – EUA.

**Tabela 1 – Valores médios da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada natureza de fonte.**

	Radiômetro Convencional	Radiômetro para LED
LED		581mW/cm <sup>2</sup>
QTH	420mW/cm <sup>2</sup>	

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

As aferições da intensidade da luz dos aparelhos foram realizadas, inicialmente, e após cada 10 colagens de bráquetes, com os seus respectivos equipamentos.

Os 126 corpos - de - prova foram aleatoriamente divididos em 6 grupos, conforme a fonte de luz e o tempo de exposição utilizados para a fotopolimerização da resina na colagem dos bráquetes (Tabela 2).

**Tabela 2 – Distribuição da amostra por tipo de fonte luminosa e tempo de exposição.**

<b>Light Emitting Diode (LED)</b>			<b>Halógena (QTH)</b>		
5 segundos	10 segundos	15 segundos	10 segundos	20 segundos	30 segundos
n = 21	n = 21	n = 21	n = 21	n = 21	n = 21
<i>Grupo LED5s</i>	<i>Grupo LED10s</i>	<i>Grupo LED15s</i>	<i>Grupo QTH10s</i>	<i>Grupo QTH20s</i>	<i>Grupo QTH30s</i>

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

Os tempos propostos nos grupos cuja fonte é halógena se basearam na disponibilidade pré - determinada no aparelho selecionado para o estudo, enquanto os tempos nos grupos que utilizaram o LED representam a metade do tempo empregado nos grupos fotoativados com QTH.

Os bráquetes colados nos *Grupos LED5s, LED10s e LED15s* foram fotoativados com um aparelho comercial LED (Free Light Ortholux, 3M – Unitek) com tempos de exposição de 5, 10 e 15 segundos, respectivamente.

Nos *Grupos QTH10s, QTH20s e QTH30s*, os bráquetes foram fotoativados com um aparelho convencional de luz halógena (XL 3000, 3M), com tempos de exposição de 10, 20 e 30 segundos, respectivamente.

Os procedimentos de fotoativação, tanto com a luz halógena, quanto com o LED, foram realizados mantendo-se a ponta da fibra óptica do aparelho fotopolimerizador posicionada próxima ao ângulo ocluso – distal e mésio – cervical do bráquete, emitindo em cada um destes ângulos a metade da totalidade do tempo referido para cada Grupo na fotoativação da resina (Figura 13).

A ponta da fibra óptica dos aparelhos foi posicionada o mais próximo do bráquete, sem deslocá-lo, formando com a face vestibular do dente um ângulo de, aproximadamente, 45°.

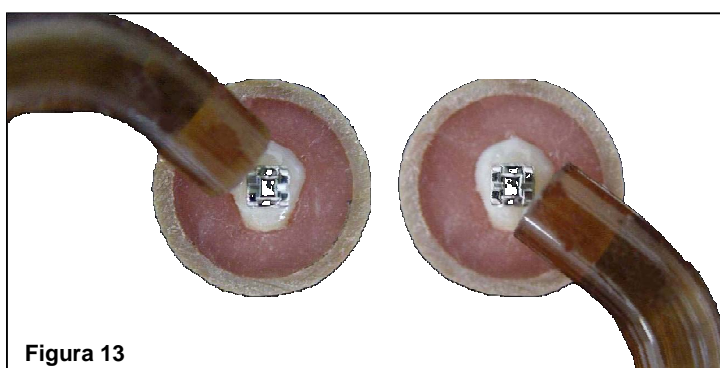


Figura 13

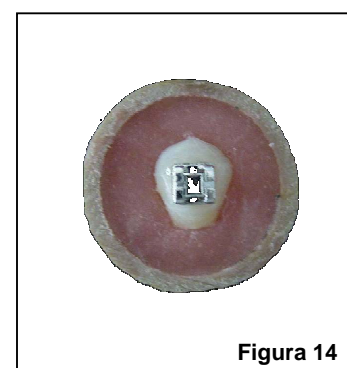


Figura 14

**Figura 13 – Posicionamento da fibra óptica dos aparelhos fotopolimerizadores durante a colagem dos bráquetes.**

**Figura 14 – Corpo - de - prova.**

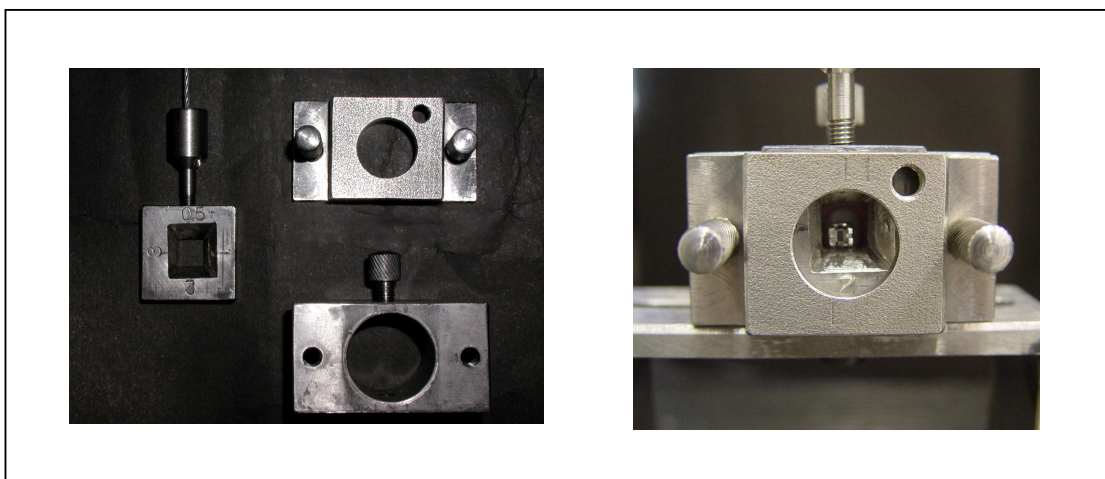


#### 4.4 Armazenamento

Após a colagem dos bráquetes, os corpos - de - prova (Figura 14, página 64) foram armazenados em recipiente fechado com 100% de umidade relativa a 37°C durante 1 hora e depois, imersos em água destilada a 37°C por 23 horas. Após este período realizou-se a descolagem dos bráquetes por meio do ensaio mecânico.

#### 4.5 Ensaio Mecânico

Nos 126 corpos - de - prova, foi utilizado uma matriz de cisalhamento de carregamento por cinzel, com sistema de guilhotina, cuja face de contato com o bráquete possui 2mm de espessura. A matriz foi posicionada na máquina de ensaio universal<sup>17</sup>, sendo empregada a velocidade de 1mm por minuto (Figura 15). A máquina de ensaio é conectada a um computador equipado com o software Mtest, sendo os valores de resistência de união obtidos em MPa a partir da força máxima (N).



**Figura 15 – Descolagem dos bráquetes por cisalhamento, pela máquina de ensaio universal, por meio de um cinzel com sistema de guilhotina.**

<sup>17</sup> Emic DL2000<sup>®</sup>, São José dos Pinhais, PR, BR.

#### 4.6 Análise dos Tipos de Fraturas

Após o ensaio de cisalhamento, os bráquetes foram fixados junto aos seus respectivos anéis de PVC para que pudessem, posteriormente, ser examinados. Durante os ensaios mecânicos três corpos - de - prova foram excluídos, pois seus bráquetes descolaram no início do movimento da matriz, sem que o computador registrasse os valores de resistência de união. As faces vestibulares dos 123 dentes e seus respectivos bráquetes descolados, foram analisados em estereoscópio com aumento de 10 vezes para que se determinasse o padrão de fratura e o Índice de Adesivo Remanescente (IAR), de acordo com os escores para a classificação (Årtun e Bergland, 1984) (Quadro 1).

**Quadro 1 - Índice de Adesivo Remanescente idealizado por Årtun e Bergland.**

<i>Índice</i>	<i>Quantidade de resina aderida ao esmalte</i>
0	Sem resina composta aderida ao esmalte.
1	Menos da metade de resina composta aderida ao esmalte.
2	Mais da metade de resina composta aderida ao esmalte.
3	Toda resina composta aderida ao esmalte, inclusive impressão da malha do bráquete.

Fonte: Årtun e Bergland, 1984.

Como forma de ilustração, quatro amostras representativas de cada índice foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). As amostras foram removidas do tubo de PVC e posicionadas em *stubs*<sup>18</sup>, por meio de fita dupla

<sup>18</sup> Base de alumínio para Microscópio Eletrônico de Varredura.

face de carbono, e mantidas em dessecador por sete dias. Após, foram cobertas por uma fina camada de ouro-paládio e levadas para observação, por um único observador, no MEV (Philips XL 30) em aumento de 35 vezes.

#### *4.7 Análise Estatística*

Os dados obtidos com o teste de resistência ao cisalhamento e avaliação do índice de adesivo remanescente foram analisados através do *software* estatístico SPSS 10.0 – *Statistical Package for Social Sciences*.

Os dados referentes ao ensaio mecânico foram avaliados quanto a sua normalidade e homogeneidade, tendo se enquadrado nos requisitos para a aplicação da Análise de Variância (ANOVA). Com o objetivo de comparar os grupos entre si foram realizados os testes estatísticos ANOVA e o teste de comparações múltiplas de *Tukey*.

Para o índice de adesivo remanescente (IAR) utilizou-se o teste não paramétrico de Kruskal – Wallis.



As Tabelas 3 e 4, e o Gráfico 1, página 70, apresentam a análise estatística dos valores médios de resistência de união (MPa) para os seis grupos avaliados. Os dados dos seis grupos de teste podem ser observados nos Apêndices B, C, D, E, F e G (páginas 103, 104, 105, 106, 107 e 108, respectivamente) onde estão, separadamente, descritos na sua totalidade.

**Tabela 3 – Análise de Variância**

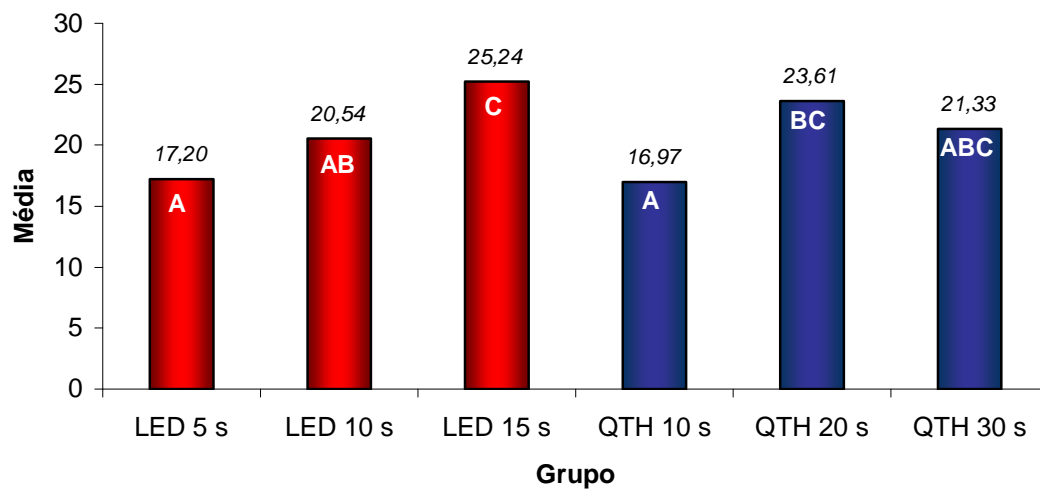
<i>Fontes de Variação</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Gl</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Entre os grupos	1136,067	5	227,213	8,74	,000
Dentro dos grupos	3041,102	117	25,992		
Total	4177,169	122			

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

**Tabela 4 - Comparação dos valores de resistência de união obtidos (MPa) nos seis grupos.**

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio-padrão</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
LED 5 s	21	17,20 <sup>A</sup>	5,26	8,74	<0,01
LED 10 s	21	20,54 <sup>AB</sup>	3,88		
LED 15 s	21	25,24 <sup>C</sup>	4,76		
QTH 10 s	19	16,97 <sup>A</sup>	5,67		
QTH 20 s	21	23,61 <sup>BC</sup>	3,39		
QTH 30 s	20	21,33 <sup>ABC</sup>	6,98		

\* Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si para o teste de Tukey ( $p < 0,01$ )



\* Barras seguidas de mesma letra não diferem entre si para o teste de Tukey ( $p < 0,01$ )

**Gráfico 1 – Resultados para o teste de resistência de união**

Por meio dos resultados do teste Análise de Variância verificou-se a existência de diferença significativa entre os grupos estudados.

Os resultados do teste de resistência de união para os grupos fotoativados por LED não demonstraram diferenças significantes para os tempos de 5 e 10 segundos, sendo observada diferença relevante, do ponto de vista estatístico, desses tempos para o tempo de 15 segundos, o qual apresentou o maior valor de resistência de união. Observa-se o aumento gradual de resistência de união nos grupos de 5, 10 e 15 segundos, respectivamente.

Considerando os grupos fotoativados com a lâmpada halógena nota-se não haver diferenças estatísticas entre os grupos fotoativados por 20 e 30 segundos, bem como para os tempos de 10 e 30 segundos. Diferença estatisticamente significativa foi observada de 10 segundos para 20 segundos. O grupo com fotopolimerização de 10 segundos apresentou a menor média de resistência de união (16,97 MPa), observando-se um aumento dos valores de resistência de união para os grupos de 20 e 30 segundos. No entanto, comparando-se os grupos 20 e 30

segundos, observa-se uma redução na média de resistência de união do grupo 20s (23,61 MPa) para o grupo 30s (21,33MPa), embora essa diferença não sejam estatisticamente significativa.

Para as duas fontes de luz LED e QTH, observam-se valores estatisticamente diferentes entre si, porém com grupos comuns. Nota-se que os menores valores foram observados nos grupos QTH 10s e LED 5s, respectivamente, não havendo diferenças estatísticas significantes entre esses. Os mesmos também não diferiram estatisticamente dos grupos LED 10s e QTH 30s quando comparados. Pode-se registrar que o grupo com fotopolimerização com LED de 15 segundos apresentou a maior média de resistência de união, embora não tenha apresentado diferença estatisticamente significativa quando comparado com os grupos QTH 20s e QTH 30s.

A Tabela 5 e o Gráfico 2 (página 72) apresentam a frequência e distribuição do Índice de Adesivo Remanescente (IAR) dos seis grupos testados.

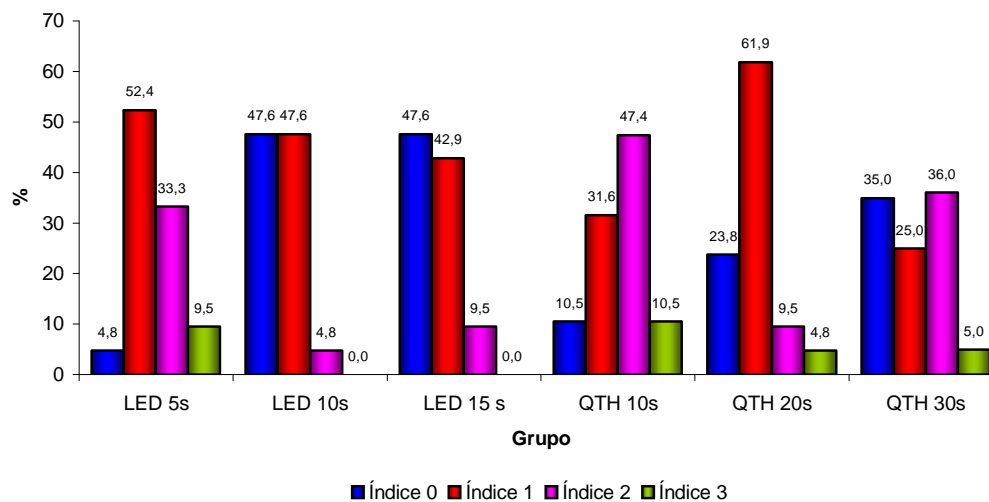
Os dados dos seis grupos de teste podem ser observados nos Apêndices B, C, D, E, F e G (páginas 103, 104, 105, 106, 107 e 108, respectivamente) onde estão, separadamente, descritos na sua totalidade.

**Tabela 5 – Frequência e distribuição dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.**

Grupo	Índice de Adesivo Remanescente (IAR)				Total
	0	1	2	3	
LED 5 s <sup>A</sup>	1 (4,8%)	11 (52,4%)	7 (33,3%)	2 (9,5%)	21 (100%)
LED 10 s <sup>B</sup>	10 (47,6%)	10 (47,6%)	1 (4,8%)	-	21 (100%)
LED 15 s <sup>B</sup>	10 (47,6%)	9 (42,9%)	2 (9,5%)	-	21 (100%)
QTH 10 s <sup>A</sup>	2 (10,5%)	6 (31,6%)	9 (47,4%)	2 (10,5%)	19 (100%)
QTH 20 s <sup>B</sup>	5 (23,8%)	13 (61,9%)	2 (9,5%)	1 (4,8%)	21 (100%)
QTH 30 s <sup>AB</sup>	7 (35,0%)	5 (25,0%)	7 (36,0%)	1 (5,0%)	20 (100%)
Total	35 (28,5%)	54 (43,9%)	28 (22,8%)	6 (4,9%)	123 (100%)

\* Grupos seguidos de mesma letra não diferem entre si ( $p < 0,01$ )

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.



**Gráfico 2 – Distribuição e frequência dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.**

A Tabela 6 (página 73) apresenta a análise estatística do Índice de Adesivo Remanescente.



**Tabela 6 – Resultados dos *Ranks* Médios do teste Kruskal-Wallis.**

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Rank Médio</i>
LED 5 s	21	79,57 <sup>A</sup>
LED 10 s	21	43,26 <sup>B</sup>
LED 15 s	21	45,21 <sup>B</sup>
QTH 10 s	19	83,34 <sup>A</sup>
QTH 20 s	21	58,57 <sup>B</sup>
QTH 30 s	20	64,18 <sup>AB</sup>
Total	123	

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico Kruskal-Wallis ( $p < 0,01$ ) verifica-se que existe diferença significativa para os escores IAR entre os grupos estudados.

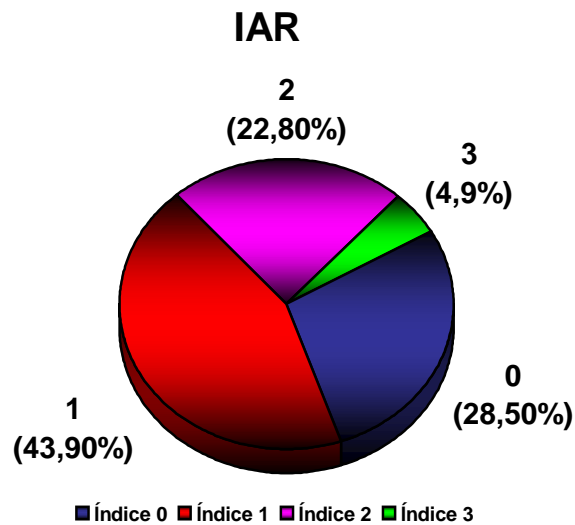
Visualizando do Gráfico 2 (página 72), pode-se perceber mais claramente a distribuição dos resultados do IAR, em que no grupo QTH 20s as falhas na descolagem foram predominantemente o índice 1, ou seja menos da metade da resina composta aderida ao esmalte, o que foi igualmente encontrado no grupo LED 5s. Já no grupo QTH 10s o índice 2 predominou.

No grupo LED 15s as falhas na descolagem foram predominantemente o índice 0, sendo observado fratura de esmalte em dois corpos de prova.

No grupo LED 10s observa-se igual distribuição entre os modos de falhas índice 0 (sem resina aderida ao esmalte) e índice 1. Da mesma forma, no grupo QTH 30s, verifica-se igual distribuição entre os modos de falhas índice 0 e 2 (mais da metade da resina composta aderida ao esmalte).

O Índice 3, que representa toda resina composta aderida ao esmalte, inclusive a impressão da malha do bráquete, foi observado com maior frequência nos grupos QTH 10s (10,5%) e LED 5s (9,5%).

O Gráfico 3 demonstra o Índice de Adesivo Remanescente – IAR, de toda amostra (Grupos I, II, III, IV, V e VI).



**Gráfico 3 – Distribuição dos índices de adesivo remanescente de toda a amostra.**

As Figuras 16 a 19 (páginas 75 e 76) ilustram os Índices de Adesivo Remanescente encontrados no estudo.

Houve registro de fratura de esmalte, após a descolagem, de dois corpos - de - prova do grupo LED 15 segundos. (Figuras 20 e 21, página 76).

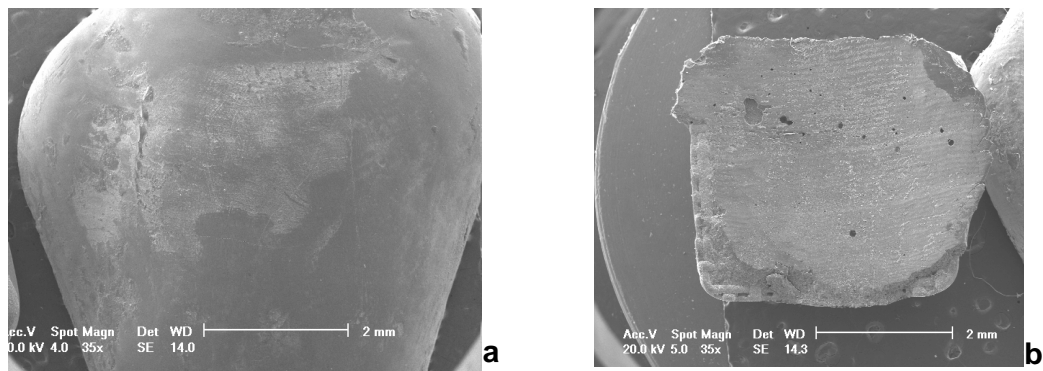


Figura 16 – Índice 0: a) Sem resina composta aderida ao esmalte.  
b) Toda resina composta aderida ao bráquete.

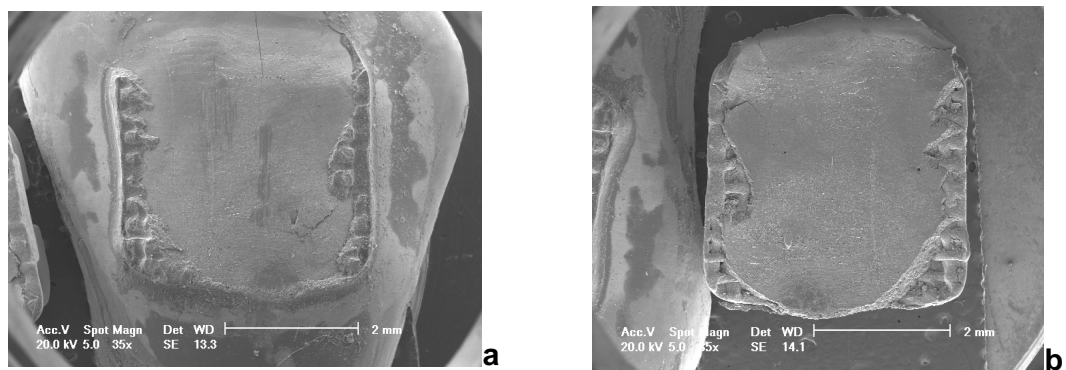


Figura 17 - Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida ao esmalte.  
b) Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete.

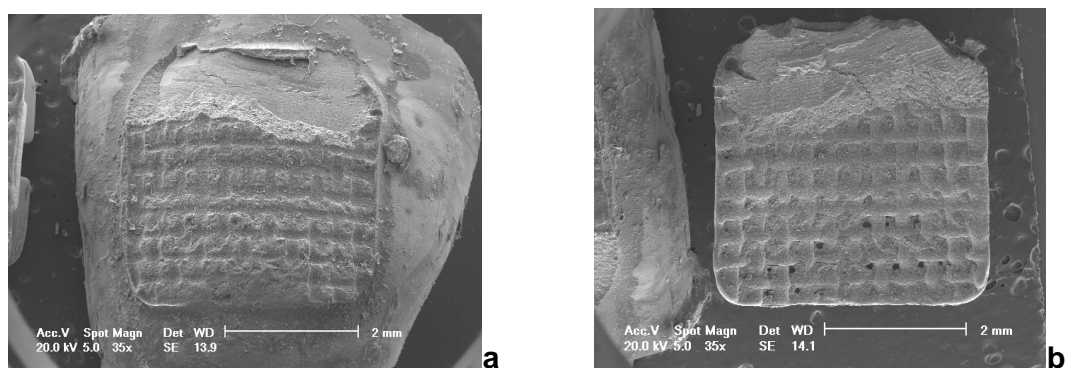


Figura 1812- Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida ao esmalte.  
b) Menos da metade resina composta aderida ao bráquete.

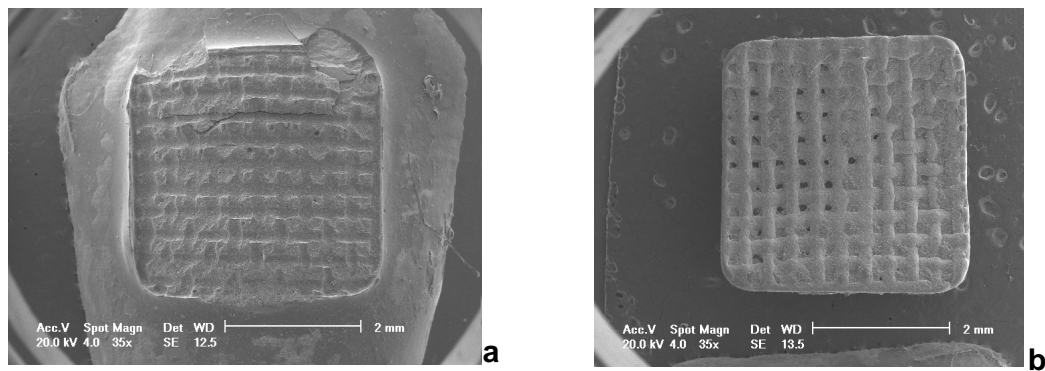


Figura 19 - Índice 3: a) Toda resina composta aderida ao esmalte, inclusive a impressão da malha do bráquete.  
b) Sem resina composta aderida ao bráquete.

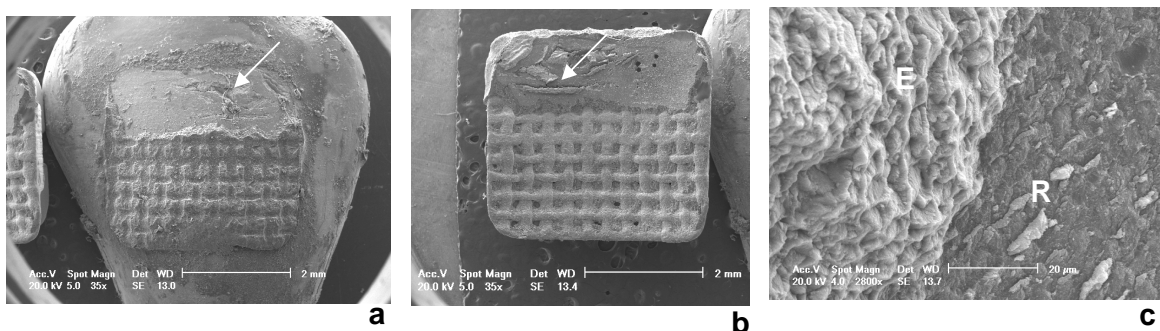


Figura 20 – Corpo - de - prova nº12 do grupo LED 15 s. Observa-se sinal de fratura de esmalte (setas).

- Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida ao esmalte.  
b) Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete.  
c) Imagem com aumento de 2300x. E = esmalte; R= resina.

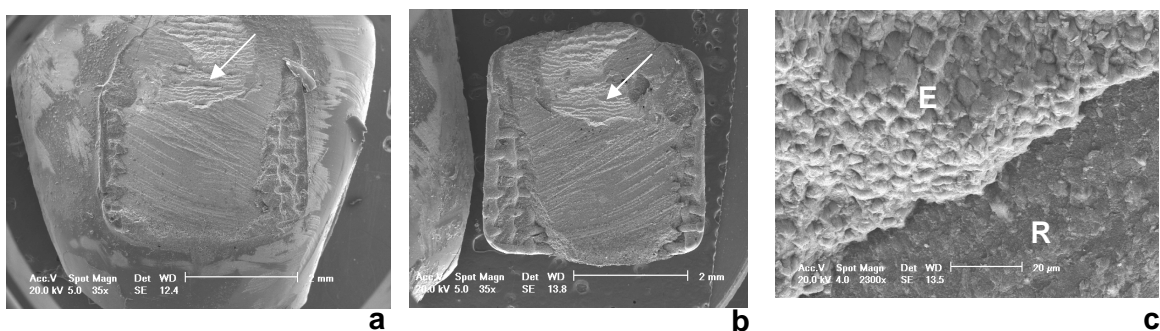


Figura 21 – Corpo - de - prova nº19 do grupo LED 15 s. Observa-se sinal de fratura de esmalte (setas).

- Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida ao esmalte.  
b) Mais da metade resina composta aderida ao bráquete.  
c) Imagem com aumento de 2300x. E = esmalte; R= resina.



No presente estudo *in vitro* avaliou-se, por meio do teste de resistência ao cisalhamento, um protocolo de fotoativação da resina, na colagem de bráquetes, que fosse mais rápido e eficiente, sendo capaz de atender as necessidades mecânicas do tratamento ortodôntico, sugerindo maior conforto para o paciente e ganho no tempo clínico profissional. Desse modo, decidiu-se testar a influência de diferentes tempos de fotoativação com duas distintas fontes de luz (LED e QTH) na resistência da colagem de bráquetes com o sistema adesivo Transbond XT®.

A seleção da amostra procurou ser padronizada, tendo sido utilizado dentes do mesmo grupo (pré-molares). Os critérios empregados na avaliação macroscópica das faces vestibulares dos dentes referiam-se à ausência de restaurações, cáries e fraturas de esmalte. Foram selecionados dentes, cujas faces vestibulares foram consideradas híginas, segundo esses critérios, estando de acordo com a maioria dos estudos que utilizam dentes humanos como substrato (PICKETT *et al.*, 2001; GOURGUES e MENEZES, 2003; ROMANO *et al.*, 2005; TÜRKAHRAMAN e KÜÇÜKESMEN, 2005).

Devido à diversidade anatômica das coroas dentárias, sistematizou-se a construção dos corpos - de - prova de modo a manter niveladas as áreas selecionadas para colagem, respeitando-se a evidente variação de tamanho e forma, das coroas e das faces vestibulares, dos dentes utilizados na amostra, metodologia esta sustentada por diversos autores (SOUZA, FRANCISCONE e ARAÚJO, 1999; SINHORETI *et al.*, 2001; PICKET *et al.*, 2001; CAMPISTA, CHEVITARESE e VILELA, 2003; SHAMSI *et al.*, 2006).

A colagem direta com sistema adesivo fotoativado é a técnica mais popular e difundida, entre os ortodontistas, para a adesão dos bráquetes, sendo a fonte de luz halógena (QTH) o sistema mais utilizado para a fotoativação dessas resinas. O

compósito utilizado neste estudo foi o Transbond XT<sup>®</sup>, resina composta fotopolimerizável específica para colagem em ortodontia e amplamente empregada em estudos na avaliação da resistência de união de bráquetes. Apresenta, em sua formulação, a canforoquinona como agente fotoiniciador, sendo o pico de absorção máxima de energia por volta de 470nm.

Existe consenso, entre muitos autores, de que a principal vantagem dos sistemas adesivos fotopolimerizáveis é proporcionar um maior tempo para posicionar adequadamente os acessórios ortodônticos, antes de usar a luz para polimerizar a resina (OESTERLE e SHELLHART, 2001; BISHARA, AJLOUNI, OONSOMBAT, 2003; CACCIAFESTA *et al.*, 2005). Por outro lado, uma desvantagem deste sistema é o tempo gasto (10 a 40 segundos) na exposição à luz de cada um dos bráquetes, representando um grande inconveniente tanto para o clínico quanto para o paciente (BISHARA, VON WALD e ZAMTUA, 1998; BISHARA, AJLOUNI, OONSOMBAT, 2003).

Na busca por fotoativações de maior intensidade e menor tempo, tem sido proposta, por muitos autores, a utilização da tecnologia LED (*Light Emitting Diode*) na polimerização da resina durante a colagem ortodôntica (JANDT *et al.*, 2000; DUNN e TALOUMIS, 2002; ÜSÜMEZ; BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKESMEN, 2005; CACCIAFESTA *et al.*, 2005, MAVROPOULOS *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Desde a introdução dessa tecnologia no campo odontológico, muitos avanços têm ocorrido, sendo que muitas vantagens são atribuídas ao LED com relação à fotopolimerização. Destaca-se a emissão espectral do LED coincidir com o pico de absorção máxima da canforoquinona (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; SWIFT,

2002; ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; MAVROOULOS *et al.*, 2005; ELVEBAK *et al.*, 2006; GRONBERG *et al.*, 2006).

Outras vantagens relacionadas ao LED também são relatadas como: a sua duração, em torno de 10.000 horas ou mais (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004); produção mínima de calor, o que dispensa um sistema de refrigeração, tornando-o mais silencioso (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; DUNN e TALOUMIS, 2002); a possibilidade de menor tempo de incidência de luz para a fotopolimerização (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006). Somam-se ainda o fato de consumirem pouca energia, pois são munidos de baterias recarregáveis, dispensam uso de fios, são resistentes, leves e apresentam dimensões reduzidas, o que proporciona ergonomia em seu *design*<sup>19</sup> (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000).

Na presente pesquisa, a comparação do desempenho do LED, na colagem de bráquetes, deu-se com a tecnologia de fotoativação mais difundida, a QTH. A baixa vida útil da lâmpada, a geração de calor, a degradação dos filtros e a diminuição da intensidade da luz com o passar do tempo, são desvantagens relacionadas a essa tecnologia (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; SWIFT, 2002; DEB e SEHMI, 2003). Entretanto, são aparelhos de custo relativamente baixo e, comprovadamente, eficazes no processo de polimerização das resinas compostas (BISHARA, VON WALD, ZAMTUA, 1998; CACCIAFESTA, 2005; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKESMEN, 2005).

---

<sup>19</sup> Desenho/ projeto.



Durante a realização das colagens, as fontes de luz LED e QTH foram aferidas com radiômetros portáteis específicos para cada natureza da fonte de luz, procedimento este amplamente evidenciado na literatura (BISHARA, AJLOUNI e OONSOMBAT, 2003; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Objetivo principal dos testes mecânicos de resistência é estabelecer uma comparação, entre os grupos experimentais, da efetividade do material testado, e não serem diretamente relacionados ao que possa acontecer clinicamente (VAN NOORT *et al.*, 1989). Isto se deve ao fato de que, em boca, o bráquete colado está sujeito a forças provenientes de diferentes direções, as quais convergem para componentes que atuam em ângulos perpendiculares (tração) ou paralelamente (cisalhamento) à interface dente/bráquete (BEECH e JALALY, 1981).

O sistema de colagem ortodôntica é comumente avaliado por meio de testes de resistência ao cisalhamento, *in vitro*, em uma máquina universal, empregando uma velocidade de carregamento de 0,5mm/min (ÜSÜMEZ; BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; SWANSON *et al.*, 2004; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKESMEN, 2005; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006). Segundo Eliades e Brantley (2000), geralmente é empregada esta velocidade de carregamento, embora não corresponda às condições clínicas, uma vez que, na descolagem *in vivo*, espera-se uma velocidade maior. Fox, McCabe e Buckley (1994) sugerem que a velocidade de carregamento de 1mm/min seja incluída como protocolo nas pesquisas de resistência de união.

A descolagem dos bráquetes, na presente pesquisa, deu-se por meio do teste de cisalhamento na máquina de ensaio universal, sob uma velocidade de

---

carregamento de 1mm/min, no sentido gengivo-oclusal, estando de acordo com a metodologia empregada por autores como Rajagopal, Padmanabhan e Gnanamani, 2004; Cacciafesta *et al.*, 2005; Sfondrini *et al.*, 2006; Shamsi *et al.*, 2006).

Segundo Millet e McCabe (1996), tanto o cisalhamento quanto a tração podem ser utilizados na descolagem de bráquetes, mas recomendam o cisalhamento por ser o que mais representa a situação clínica. O bráquete colado ao dente está mais sujeito aos esforços de cisalhamento, provenientes da ação mastigatória, do que às forças de tração.

Muitos estudos têm demonstrado que a tecnologia LED é eficiente na polimerização das resinas, podendo atingir valores de dureza para as resinas compostas similares ou superiores às atingidas com a luz halógena (FUJIBAYASHI *et al.*, 1998; MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000).

Cerveira (2005) observou que o percentual de conversão de monômero/polímero da resina Transbond XT<sup>®</sup> foi similar quando fotoativada pela luz LED com metade dos tempos utilizados nos grupos QTH, sugerindo, desta forma, a possibilidade de redução em 50% do tempo preconizado com o uso de luz halógena, considerando-se a utilização da Transbond XT<sup>®</sup>. O desenho da amostra da presente pesquisa baseou-se nos tempos e nas fontes de luz testadas no estudo relatado anteriormente, a fim de avaliar o comportamento desses na resistência de união durante a colagem dos bráquetes.

Diferenças significativas nas médias de resistência de união, em relação ao tipo de fonte de luz e ao tempo de exposição, foram observadas neste estudo.

A maior média de resistência de união foi encontrada no grupo LED 15s (25,24 MPa), sendo esta diferença relevante, do ponto de vista estatístico, para os tempos de 5s (17,2 MPa) e 10s (20,54 MPa) com LED e, 10s (16,97 MPa) com QTH.

Devido à combinação da coincidência dos picos de irradiância do LED com a canforoquinona e com maior tempo de exposição, maior conversão de monômero em polímero ocorreu, o que provavelmente influenciou nos altos valores de resistência de união encontrados nesse grupo.

Embora o grupo LED 15s tenha apresentado maior média de resistência de união, não houve diferença estatisticamente significativa com relação aos grupos QTH 20s (23,61 MPa) e 30s (21,33 MPa). A média da intensidade de luz do aparelho LED (581mW/cm<sup>2</sup>) utilizado nesta pesquisa foi superior a do aparelho QTH (420 mW/cm<sup>2</sup>), mas quando o fator tempo de exposição foi controlado, os referidos grupos ativados por QTH demonstraram valores de resistência de união comparáveis ao LED 15s, embora este ainda correspondesse ao maior valor de resistência de união. Gronberg *et al.* (2006) encontraram comportamento semelhante em sua pesquisa entre os grupos de maior tempo de exposição. Este comportamento pode ser atribuído ao fato de que o referido estudo empregou LED de segunda geração (intensidade de luz acima de 400 mW/cm<sup>2</sup>) e luz halógena convencional, da mesma maneira que este experimento; soma-se ainda o fato do LED apresentar fluxo espectral mais estreito e seletivo para a canforoquinona, ao contrário da fonte halógena, se revelando mais eficiente na ativação deste fotoiniciador com menor tempo de exposição à luz.

O menor tempo de exposição, 5s (17,20 MPa) com o LED, alcançou valor de resistência de união, *in vitro*, comparável com os grupos QTH 10s (16,97 MPa) e 30s (21,33 MPa), não demonstrando também diferença estatisticamente significativa com o grupo LED 10s (20,54 MPa).

Pôde-se observar que, mesmo as menores médias de resistência de união obtidas neste estudo, QTH 10s e LED 5s, respectivamente, demonstraram valores

de resistência que parecem ser adequados à maioria das necessidades clínicas em ortodontia, de acordo com os valores propostos por Reynolds (1975), que estão entre 6 a 8 MPa. Estes resultados encontram concordância com Swanson *et al.* (2004); Mavropoulos *et al.* (2005) e Gronberg *et al.* (2006) quando afirmam que, para aqueles grupos, mesmo com valores de resistência significativamente menores, obtiveram também resultados clinicamente aceitáveis para a resistência da colagem.

A colagem de bráquetes aos dentes deve apresentar resistência de união suficiente para suportar tanto às forças provenientes da mastigação, quanto às exercidas pela mecânica ortodôntica. De acordo com a literatura, valores entre 6 e 8 MPa estariam adequados para as necessidades clínicas (REYNOLDS, 1975; BISHARA *et al.*, 2001). Retief (1974) demonstrou fratura de esmalte quando foi observado valores de resistência de união por volta de 9,7MPa, em contrapartida, Thind, Stirrups e Lloyd (2006) encontraram valores de resistência de união de 15,7 MPa sem nenhum sinal de fratura de esmalte. No presente estudo foi observado fratura de esmalte quando se atingiu valor de resistência de união próximo a 30 MPa.

A comparação dos resultados com outros estudos de resistência de união da colagem de bráquetes torna-se bastante difícil devido ao grande número de variáveis que podem influenciar os resultados obtidos, sendo difícil estabelecer um valor numérico como referência, uma vez que esses são dependentes de vários fatores tais sejam: o tipo de teste empregado, o instrumento utilizado para descolagem (FOWLER *et al.*, 1992; SINHORETI *et al.*, 2001), o tipo de substrato (NAKAMICHI, IWAKU e FUSAYAMA, 1983; FOWLER *et al.*, 1992; OESTERLE, SHELLHART e BELANGER, 1998), o sistema adesivo (ROMANO *et al.*, 2005; SHAMSI *et al.*, 2006), o tempo de polimerização e a fonte de luz utilizada (ÜSÜMEZ,

BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; MAVROPOULOS *et al.* 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006), tempo de armazenamento, termociclagem (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994) a velocidade de carregamento do ensaio mecânico (BISHARA *et al.*, 2005) e o local de aplicação da força no bráquete (KLOCKE e KAHL-NIEKE, 2006), entre outros.

Desta forma, valores mínimos de resistência de união necessários para o desempenho clínico dos procedimentos de colagem ortodôntica continuam desconhecidos, em virtude da dificuldade de comparação e de extrapolação dos resultados obtidos nos estudos *in vitro* para a situação clínica. Por este motivo, vários autores enfatizaram a necessidade de padronização nas metodologias de pesquisa para facilitar a comparação de resultados (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994; STANFORD *et al.*, 1997).

A unidade fotoativadora QTH, utilizada nesta pesquisa, mostrou tendência de redução na intensidade de luz na medida em que foram realizadas ativações consecutivas, durante a colagem dos bráquetes (Apêndice A, página 102). Comportamento este também observado por Shortall e Harrington (1997) após o posicionamento de todos os bráquetes na arcada. Afirmam ainda que, clinicamente, uma intensidade de 400mW/cm<sup>2</sup> é necessária para obtenção de cura máxima e uniforme da resina, desta forma recomendam checar com periodicidade a intensidade da luz através de radiômetro específico.

Os resultados deste estudo também demonstraram que as médias de resistência de união, nos grupos fotoativados com LED, foram maiores na proporção em que o tempo de exposição aumentou. Isto se deve, provavelmente, às maiores taxas de conversão monômero/polímero ocorridas com o incremento nos tempos de fotoativação. Swanson *et al.* (2004), Üsümez; Büyükyilmaz e Karaman (2004);

Mavropoulos *et al.* (2005), Gronberg *et al.* (2006) encontraram comportamento semelhante da relação tempo x resistência de união com o LED em suas pesquisas.

No entanto, não foi registrado o mesmo comportamento nos grupos fotoativados com a luz halógena. Ocorreu aumento da média de resistência de união de 10s para 20s, observando-se uma diminuição desses valores de 20 para 30 segundos, sendo que essa diferença não foi significativa estatisticamente. Como já foi relatado, houve uma redução da intensidade da luz halógena a medida que os bráquetes foram sendo colados, o que provavelmente pode ter influenciado os valores de resistência de união do último grupo colado (QTH 30s), ocorrendo essa inversão na medida esperada para os grupos de 20 e 30 segundos. No estudo de Cerveira (2005) observou-se esta tendência na taxa de conversão monômero/polímero, onde o grupo QTH 20s obteve média de taxa de conversão maior do que o grupo QTH 30s, embora não fosse estatisticamente significativa.

O Índice de Adesivo Remanescente proposto por Artun e Bergland (1984), descrito no Quadro 1 (página 66), foi utilizado na avaliação das superfícies de esmalte após descolagem. A distribuição dos escores nos referidos grupos não se deu de modo semelhante, havendo diferença estatisticamente significativa entre eles ( $p < 0,01$ ).

A cura da resina com LED, por 15 segundos, demonstrou padrão de fratura predominantemente índice 0. Isto pode estar relacionado a grande polimerização, maior taxa de conversão monômero/polímero, o que afeta, desta forma, a estrutura interna da resina, aumentando a sua resistência coesiva, como explicam Thind, Stirrups e Lloyd (2006). Além disso, a retentividade da base do bráquete permite maior embricamento da resina o que, somado a maior polimerização, também

contribuem para altos valores de resistência de união (GRONBERG *et al.*, 2006; COZZA *et al.*, 2006).

Desta forma, o grupo LED 15s demonstrou uma maior tendência a falhas na interface esmalte / adesivo, representando um grande potencial na maior incidência de fraturas no esmalte durante a descolagem, como foi observado em dois corpos - de - prova deste grupo (Figuras 20 e 21, página76). A combinação da direção do modo de fratura ao longo da interface esmalte/adesivo, a presença de defeitos na superfície do esmalte e ainda, altas forças de resistência de união, podem aumentar o risco de haver fratura no esmalte (THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Apesar dos grupos LED 5s e QTH 10s apresentarem maior predomínio de escores 1 e 2, respectivamente, foi onde se observou a maior frequência de escores 3, QTH 10s (10,5%) e LED 5s (9,5%), quando comparado com os demais grupos. A literatura evidencia que a transiluminação pelo esmalte permite que a luz alcance a interface esmalte/resina mais facilmente do que a junção resina/bráquete. Desta forma, os bráquetes fotoativados por curtos períodos de tempo demonstram maior tendência em deixar altas porcentagens de adesivo sobre a superfície do esmalte (ELIADES, JOHNSTON e ELIADES, 1995; CHEVITARESE e RUELLAS, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006).

Comportamento oposto foi observado nos grupos LED 10s e 15s, onde não foi registrado frequência de índice 3 (0%).

Os resultados comprovam que 43,9% das amostras avaliadas apresentaram índice 1, indicando que o modo de falha foi predominantemente na interface esmalte/adesivo, concordando com a tendência dos escores observados no estudo de Mavropoulos *et. al.* (2005). Este resultado contrasta com outros estudos

similares, os quais reportam uma tendência de escores IAR tipo 3 (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004, CACCIAFESTA *et al.*, 2005).

Os resultados do presente estudo sugerem que a tecnologia LED (Free Light Ortholux, 3M – Unitek) pode ser utilizada, na colagem de bráquetes, com tempos de cura menores em relação à luz halógena para a resina Transbond XT®.

Esta possibilidade de redução no tempo de cura da resina, durante a colagem dos bráquetes, representa um avanço significativo, pois torna o procedimento da colagem mais rápido e confortável, mantendo a qualidade de união, diminuindo consideravelmente o tempo clínico. Além disso, pode, também, colaborar para a diminuição dos riscos de contaminação pela saliva, reduzindo desta forma a incidência de falhas na colagem.

A redução no tempo de cura alcançado com a tecnologia LED torna-se vantajoso para os ortodontistas também sob o ponto de vista financeiro. Apesar dos aparelhos LEDs custarem, aproximadamente, 3 vezes mais que os QTH, representam ser um investimento pelo ganho que se tem no tempo clínico. Além disso, as unidades fotoativadoras LEDs não apresentam lâmpadas, desta forma, a intensidade da emissão de luz não é reduzida com o passar do tempo, dispensando manutenções periódicas.

Torna-se imprescindível o conhecimento da composição da resina a ser utilizada, bem como o comprimento de onda requerido para a sua ótima polimerização quando lançarmos mão da tecnologia LED como fonte de luz. Park, Chae e Rawls (1999) afirmam que muitos compósitos contêm outros fotoiniciadores, além da canforoquinona, chamados de co-iniciadores, que absorvem a luz a um menor comprimento de onda (410nm), sendo apenas a luz halógena capaz de emitir esta faixa espectral.



É necessário enfatizar que estes resultados foram obtidos por meio de um estudo *in vitro*, que atua como base para a introdução clínica de um novo produto ou técnica; desta forma, deve-se ter bom senso na interpretação desses resultados comparado com os que podem ser obtidos no ambiente bucal.

Os resultados deste estudo se mostram promissores na redução do tempo de fotoativação da resina Transbond XT<sup>®</sup> com a tecnologia LED (Free Light Ortholux, 3M – Unitek), na ortodontia, mas estudos clínicos são necessários para a validação dos resultados obtidos neste estudo *in vitro*.

*7Conclusão*

---

Com base nos resultados da presente pesquisa, pode-se concluir que:

1. Em relação aos valores de resistência de união ao cisalhamento:
  - 1.A Houve equivalência estatística dos valores de resistência de união dos grupos LEDs (5s, 10s e 15s) com seus correspondentes grupos QTH (10s, 20s e 30s).
  - 1.B A fotoativação com uso de LED permite a redução em 50% do tempo utilizado para a QTH, sem prejuízo para os valores de resistência de união.
  - 1.C O tempo mínimo de 5s com LED apresentou valor de resistência de união clinicamente aceitável.
  
2. Em relação aos tipos de fratura após a descolagem:
  - 2.A A fotoativação com LED por 15s apresentou ser de risco para a integridade do esmalte, pois foi encontrado fratura de esmalte neste grupo.
  - 2.B De modo geral, o tipo de descolagem mais freqüente foi o escore 1 do Índice de Adesivo Remanescente (IAR), ocorrendo em 43,9% da amostra.

*Referências*

---

ÅRTUN, J. A. A post-treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 19, n. 2, p. 219-228, Apr., 1997.

ÅRTUN, J.; BERGLAND, S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. **Am. J. Orthod.** St Louis, v.85, n. 4, p.333-340, Apr. 1984.

BEECH, D. R.; JALALY, T. Clinical and laboratory evaluation of some orthodontic direct bonding systems. **J. Dent. Res.**, Washington, v.60, n. 6, p. 972-981, June, 1981.

BISHARA, S. E.; VON WALD, L.; ZAMTUA, J. Effects of different types of guides on the shear bond strength. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.114, n. 4, p.447-451, Oct. 1998.

BISHARA, S. E.; VON WALD, L.; OLSON, M. E.; LAFFOON, J.; JACKOBSEN, J.R. Effect of light-cure time on the initial shear bond strength of a glass-ionomer adhesive. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.117, n.2, p.164-168, Feb. 2000.

BISHARA, S. E.; VON WALD, L.; LAFFOON, J.; WARREN, J. J. Effect of self-etching primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.119, n. 6, p.621-624, June, 2001.

BISHARA, S. E.; AJLOUNI, R.; LAFFOON, J.; WARREN, J. J. Effect of fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v.72, n. 3, p. 199-202, June. 2002.

BISHARA, S. E.; AJLOUNI, R.; OONSOMBAT, C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v.73, n. 4, p. 431-435, Aug. 2003.

BISHARA, S. E.; SOLIMAN, M.; LAFFOON, J.; WARREN, J. J. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v.75, n. 5, p. 832-835, Sept. 2005.

BISHARA, S. E.; AJLOUNI, R.; LAFFOON, J.; WARREN, J. J. Comparison of shear bond strength of two self-etch primer / adhesive systems. **Angle Orthod.**, Appleton, v.76, n. 1, p. 123-126, Jan. 2006.

<sup>20</sup> Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). NBR 14724: Informação e documentação – trabalhos acadêmicos – apresentação. Rio de Janeiro, 2005.

BOWEN, R. L. Compatibility of various materials with oral tissues I: the components in composite restorations. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 58, n. 5, p. 1493 – 1503, May, 1979.

BRANNSTRON, M.; NORDENVALL, K. J.; MALMGREN, T. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.74, n. 5, p.522-530, Nov. 1978.

BUONOCORE, M. G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v.34, n. 6, p. 849-853, Dec. 1955.

CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M. F.; SCRIBANTE, A.; BOEHME, A.; JOST-BRINKMANN, P. G. Effect of light-tip on shear bond strength of composite resin. **Angle Orthod.**, Appleton, v.75, n. 3, p. 352-357, May. 2005.

CAMPISTA, C.; CHEVITARESE, O.; VILLELA, O. V. Comparação de três sistemas adesivos dentários quanto à resistência ao cisalhamento da colagem em pré-molares. **J. Bras. Ortodon. Ortop. Facial**, Curitiba, v. 8, n. 43, p. 59-66, jan./fev. 2003.

CERVEIRA, G. P. **Grau de polimerização e microdureza de resina ortodôntica com o uso de *Light Emitting Diode* e luz halógena**. 2005. 91f. Dissertação (Mestrado em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2005.

CHAIN, M. C. Unidades fotopolimerizadoras de luz visível – fotopolimerizadores. In: BARATIERI, L. N. et. al. **Estética: Restaurações adesivas diretas em dentes anteriores fraturados**. São Paulo: Santos. 1995. p. 117-133.

CHEVITARESE, O.; RUELLAS, A. C. O. Agentes de colagem. In: CHEVITARESE, O.; RUELLAS, A. C. O. **Bráquetes ortodônticos – como utilizá-los**. 1ª ed. São Paulo: Santos, cap.7, p. 61 – 85, 2005.

COZZA, P., MARTUCCI, L., TOFFOL, L., PENCO, S. Shear bond strenght of metal brackets on enamel. **Angle Orthod.**, Appleton, v.76, n. 5, p. 849-854, Sep. 2006.

DEB, S.; SEHMI, H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. **Dent. Mater.**, Dallas, v. 19, n. 6, p.517-22, Sep. 2003.

---

DOLCI, G. S.; MAZZOCCO, K. C.; DIAS, A. L.; LOGUERCIO, A. D.; OSINAGA, P. W. R. Resistência de união entre bráquetes metálicos e esmalte: avaliação de diferentes materiais. **Ortodontia Gaúcha**, Porto Alegre, v.IV, n.2, p. 144-56, jul./dez. 2000.

DUNN, W. J.; TALOUMIS, L. J. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.122, n. 3, p.236-241, Sep. 2002

ELIADES, T.; ELIADES, G; BRANTLEY, A.; JOHNSTON, M. Polymerization efficiency of chemically and visible light-cured orthodontic adhesives: Degree of cure. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.108, n. 3, p.294-301, Sep. 1995.

ELIADES, T.; JOHNSTON, M. e ELIADES, G. Direct light transmittance through ceramic brackets. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.107, n. 1, p.11-19, Jan. 1995.

ELIADES, T.; BRANTLEY, A. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 22, n. 1, p. 13-23 Feb., 2000.

ELVEBAK, B. S.; ROSSOUW, P. E.; MILLES, B. H.; BUSCHANG, P.; CEEN, R. Orthodontic bonding with varying curing time and light power using an argon laser. **Angle Orthod.**, Appleton, v.76, n. 5, p. 835-842, Sep. 2006.

EVANS, L. B.; POWERS, J. M. Factors affecting in vitro bond strength of no mix orthodontic cements. **Am. J. Orthod.**, St Louis, v. 87, n. 6, p. 508-512, June, 1985.

FOWLER, C.S.; SWARTZ, M.L.; MOORE, B.K.; RHODES, B.F. Influence of selected variables on adhesion testing. **Dent. Mater.**, Dallas, v. 8, n.4, p. 265-269, Jul., 1992.

FOX, N. A.; McCABE, J. F.; BUCKLEY, J. G. A critique of bond strength testing in orthodontics. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 21, n.1, p. 33-43, Feb, 1994.

FUJIBAYASHI, K.; ISHIMARU, K.; TAKAHASHI, N.; KOHNO, A. Newly developed curing unit using blue light emitting diodes. **Dent Jpn**, Tokyo, v. 34, p.49-53, 1998.

GORELICK, L.; GEIGER, A.M.; GWINNETT, A. J. Incidence of white spot formation after bonding and banding. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.81, n. 2, p.93-98, Feb. 1982.

---

GOURGUES, L.; MENEZES, L. M. Avaliação da resistência da colagem de *brackets* em primeiros e segundos pré-molares humanos. **Ortodontia Gaúcha**, Porto Alegre, v. VII, n.2, jul./dez. 2003.

GREENLAW, R.; WAY, G., KHADRY, G. An in vitro evaluation of a visible light-cured resin bonding systems. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.96, n. 3, p.214-220, Sep. 1989.

GRONBERG, K.; ROSSOUW, E.; MILLER, B.; BUSCHANG, P. Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit. **Angle Orthod.**, Appleton, v.76, n. 4, p. 682-688, Jul. 2006.

HANNING, M.; BOTT, B. In vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light curing sources. **Dent. Mater.**, Dallas, v. 15, n.4, p. 275-281, Jul., 1999.

JANDT, K. D.; MILLS, R. W.; BLACKWELL, G. B; ASHWORTH, S. H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Dallas, v. 16, n. 1, p. 41-47, Jan., 2000.

KLOCKE, A.; KAHL-NIEKE, B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.129, n. 2 p.261-265, Feb. 2006.

LAYMAN, W.; KOYAMA, T. A clinical comparison of LED and halogen curing units. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 38, n. 7, p. 385-387, Jul. 2004.

LEE, H. L.; ORLOWSKI, J. A.; ROGERS, B. J. A comparison of ultraviolet-curing and self curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. **Int. Dent. J.**, London, v. 26, n. 2, p. 134-151, Jun, 1976.

LINN, B. J.; BERZINS, D. W.; DHURU, V. B.; BRADLEY, T. G. A comparison of bond strength between direct- and indirect-bonding methods. **Angle Orthod.**, Appleton, v.76, n. 2, p. 289-294, Mar. 2006.

MARDAGA, W. J.; SHANNON, I. L. Decreasing the depth of etch for direct bonding in orthodontics. **J. C. O.** Boulder, v. XVI, n. 2, p. 130-132, Feb. 1982.



MAVROPOULOS, A.; STEUDT, C. K.; KILIARIDIS, S.; KREJCI, I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode units. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 27, n. 4, p. 408-12, Aug., 2005

MILLETD. T.; MCCABE, J.F. orthodontic bonding with glass ionomer cement- a reviw. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 18, n. 4, p. 385-399, Aug., 1996.

MILLS, R. W.; JANDT, K. D.; ASHWORTH, S. H. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v. 186, n. 8, p.388-391, Apr., 1999.

NAKAMICHI, I, IWAKU, M e FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **J. Dent. Res.**, Chicago, v.62, n. 10, p. 1076-1081, Oct., 1983.

NEWMAN, G. V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. **Am. J. Orthod.**, St Louis, v.51, n. 12, p.901-12, Dec. 1965.

NEWMAN, R. A.; NEWMAN, G. V.; SENGUPTA, A. In vitro bond strengths of resin modified glass ionomer cements and composite resin self-cure adhesives: Introduction of an adhesive system with increased bond strength and inhibition of decalcification. **Angle Orthod.**, Appleton, v.71, n. 4, p. 312-317, Aug. 2001.

OESTERLE, L. J.; SHELLHART, W. C. e BELANGER, G. K. The use of bovine enamel in bonding studies. **Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop.**, St Louis , v.114, n. 5 p. 514-9, Nov.1998.

OESTERLE, L. J.; SHELLHART, W. C. Bracket bond strength with transillumination of a light-actived orthodontic adhesive. **Angle Orthod.**, Appleton, v.71, n. 4, p. 307-311, Aug. 2001.

OLSEN, M. E.; BISHARA, S. E.; DAMON, P.; JACKOBSEN, J. R. Comparison of shear bond strength and surface structure between conventional acid etching and air abrasion of human enamel. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.112, n. 5, p.502-06, Nov. 1997.

OYAMA, N.; KOMORI, A.; NAKAHARA, R. Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. **Angle Orthod.**, Appleton, v.74, n. 6, p. 810-815, Dec. 2004.

---

PARK, Y. A.; CHAE, K. H.; RAWLS, H. R. Development of a new photoinitiation system for dental light-cure composite resins. **Dent. Mater.**, Dallas, v. 15, n. 2, p. 120-127, Mar., 1999.

PHILLIPS, R W. Skinner: **Materiais Dentários**. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan. 1993. 334p.

PICKETT, K. L.; SADOWSKY, P. L.; JACOBSON, A.; LACEFIELD, W. orthodontic in vivo bond strength: Comparison with in vitro results. **Angle Orthod.**, Appleton, v.71, n. 2, p. 141-148, Apr. 2001.

POWERS, J. M.; KIM, H. B.; TURNER, D. Orthodontic adhesives and bond strength testing. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 147-156, Sep., 1997.

RAJAGOPAL, R.; PADMANABHAN, S.; GNANAMANI, J. A comparison of shear bond strength and debonding characteristics of convencional, moisture-insensitive, and self-etching primers in vitro. **Angle Orthod.**, Appleton, v.74, n. 2, p. 264-268, Apr. 2004.

RETIEF, D. H.; DREYER, C. J; GAVRON, G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.58, n. 1, p.21-40, July, 1970.

RETIEF, D. H. Failure at the dental adhesive etched enamel interface. **J. Oral Rehabil**, Oxford, v. 1, n. 3, p. 265-284, July. 1974.

RETIEF, D. H.; SADOWSKY, P. L. Clinical experience with the acid-etch technique in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.68, n. 6, p.645-54, Dec. 1975.

REYNOLDS, I. R. A review of direct orthodontic bonding. **British. J. Orthod.**, Oxford, v.2, n. 3, p. 171-178, Aug., 1975.

ROMANO, F. L.; TAVARES, S. W.; NOUER, D. F.; CONSANI, S.; MAGNANI, M. B. B. A. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. **Angle Orthod.**, Appleton, v.75, n.5, p. 849-853 Sep. 2005.

RUEGGEBERG, F.A.; CAUGHMAN, W.F.; CURTIS, J.W. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. **Oper. Dent.**, Indianápolis, v. 19, n. 1, p.26-31, Jan-Feb., 1994.

SFONDRINI, M. F.; CACCIAFESTA, V.; KLERSY, C. Halogen versus high-intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. **J. Orthod.** St Louis, v.29, n. 3, p.45-50, Mar. 2002.

SFONDRINI, M. F.; CACCIAFESTA, V.; SCRIBANTE, A.; BOEHME, A.; JOST-BRINKMANN, P. G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cures with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.129, n. 4, p.541-546, Apr. 2006.

SHAMSI, A. A.; CUNNINGHAM, J.L.; LAMEY, P.J.; LYNCH, E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. **Angle Orthod.**, Appleton, v.76, n.4, p. 694-699, Jul. 2006.

SHORTALL, A. C.; HARRINGTON, E. Effectiveness of battery powered light activation units. **Br. Dent J.**, London, v.183, n. 3, p. 95-100, Aug. 1997.

SILVERMAN, E.; COHEN, M.; GIANELLY, A. A.; DIETZ, V. Z. A universal direct bonding system for both metal and plastic brackets. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.62, n. 3, p.236-244, Sep. 1972.

SINHORETI, M.A.; CONSANI, S.; GOES, M.F.; SOBRINHO, L.; KNOWLES, J. Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, London, v. 12, n.1, p. 39-44, Jan. 2001.

SOUZA, C. S.; FRANCISCONI, P.A.S.; ARAÚJO, P.A. Resistência de união de cinco cimentos utilizados em ortodontia. **Rev. F.O.B.**, Bauru, v. 7, n. 1/2, p. 15-21, jan./jun. 1999.

STAHL, F.; ASHWORTH, S. H.; JANDT, K.D.; MILLS, R. W. Light emitting diode (LED) polymerization of dental composites: flexural properties and polymerization potential. **Biomaterials.**, Guilford, v. 21, n. 13, p. 1379-1385, Jul. 2000.

STANFORD, S. K.; WOZNIAK, W.T.; FAN, P.L. The need for standardization of test protocols. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 3, n. 3, p.206-209, Sept. 1997.

SWANSON, T.; DUNN, W.; CHILDERS, D.; TALOUMIS, L. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.125, n. 3, p.337-341, Mar., 2004.

SWIFT, E. J. LED curing light. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v.14, n.4, p.206-207, 2002.

TAVARES, C. A.; ZANINI, L. K.; BORGES, L. Estudo clínico comparativo da retentividade de *brackets* ortodônticos. **Rev. S.B.O.**, v. 3, n. 6, p. 225-228, jul./dez. 1998.

THIND, B. S.; STIRRUPS, D. R.; LLOYD, C. H. A comparison of tungsten-quartz halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 28, n. 1, p. 78-82, Feb., 2006.

TORTAMANO, A.; VIGORITO, J. W.; NAUFF, F.; GARONE, G. M.; SANTOS, R. S. C. Avaliação da resistência à tração de agentes cimentantes para bráquetes ortodônticos. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.** v. 54, n. 4, p. 259-63, jul-ago., 2002.

TRITES, B.; FOLEY, T. F.; BANTING, D. Bond strength comparison of 2 self-etching primers over a 3-month storage period. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.126, n. 6, p.709-716, Dec., 2004.

TÜRKKAHRAMAN, H; KÜÇÜKESMEN, H. C. Orthodontic bracket shear bond strengths produced by two high-power light-emitting Diode modes and halogen light. **Angle Orthod.**, Appleton, v.75, n. 5, p. 854-857, Sep. 2005.

ÜSÜMEZ, S.; BÜYÜKYILMAZ, T.; KARAMAN, A. I. Effect of light – emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v.74, n. 2, p. 259-263, Apr. 2004.

VAN NOORT, R.; NOROOZI, S.; HOWARD, I.; CARDEW, G. A critique of bond strength measurements. **J. Dent.**, Bristol, v.17, n.2, p.61-67, Apr, 1989.

WATTS, D.C.; AMER, O.; COMBE, E. C. Characteristics of visible-light-activated composite systems. **Br. Dent J.**, London, v.156, n. 6, p. 209-15, Mar. 1984.

WEISSER, J. I. A successful method for bonding stainless steel brackets and auxiliaries. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v.7, n.10, p. 637-645, Oct. 1973.

ZACHRISSON, B. J. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.** St Louis, v.71, n. 2, p.173-189, Feb. 1977.

ZACHRISSON, B. U.; BROBAKKEN, B. Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different brackets types and adhesives. **Am. J. Orthod.** St Louis, v.74, n. 1, p.62-78, Jul. 1978.

*Apêndices*

---

**Apêndice A - Valores da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada natureza de fonte.**

<i>Aferições</i>	<i>Radiômetro Convencional QTH</i>	<i>Radiômetro para LED LED</i>
<b>1</b>	460 mW/cm <sup>2</sup>	590 mW/cm <sup>2</sup>
<b>2</b>	456 mW/cm <sup>2</sup>	580 mW/cm <sup>2</sup>
<b>3</b>	453 mW/cm <sup>2</sup>	590 mW/cm <sup>2</sup>
<b>4</b>	400 mW/cm <sup>2</sup>	590 mW/cm <sup>2</sup>
<b>5</b>	395 mW/cm <sup>2</sup>	570 mW/cm <sup>2</sup>
<b>6</b>	390 mW/cm <sup>2</sup>	580 mW/cm <sup>2</sup>
<b>7</b>	384 mW/cm <sup>2</sup>	570 mW/cm <sup>2</sup>
<b>Média</b>	<b>420 mW/cm<sup>2</sup></b>	<b>581mW/cm<sup>2</sup></b>

**Apêndices B, C, D, E, F e G – Valores de resistência de união ao cisalhamento e respectivos índices de adesivo remanescente para os grupos I, II, III, IV, V e VI.**

**Apêndice B: Quadro com valores do Grupo I.**

<b>GRUPO I - LED 5s</b>		
Corpo de Prova	Resistência de união (MPa)	IAR
CP1	19,07	2
CP2	21,35	1
CP3	12,02	3
CP4	19,54	2
CP5	18,14	2
CP6	13,49	1
CP7	5,837	1
CP8	5,886	3
CP9	18,76	2
CP10	22,28	1
CP11	16,41	1
CP12	15,92	1
CP13	18,55	2
CP14	21,11	1
CP15	21,78	1
CP16	26,85	1
CP17	18,7	0
CP18	19,69	2
CP19	14,54	1
CP20	10,81	2
CP21	20,57	1

**Apêndice C: Quadro com valores do Grupo II.**

<b>GRUPO II - LED 10s</b>		
Corpo de Prova	Resistência de união (MPa)	IAR
CP1	27,00	0
CP2	19,13	0
CP3	17,50	1
CP4	24,21	0
CP5	19,48	0
CP6	19,48	1
CP7	17,20	1
CP8	15,73	1
CP9	20,47	0
CP10	17,01	0
CP11	22,36	1
CP12	21,87	1
CP13	25,16	0
CP14	25,12	0
CP15	22,28	1
CP16	10,52	2
CP17	18,92	0
CP18	22,59	1
CP19	24,69	0
CP20	22,61	1
CP21	18,08	1



## Apêndice D: Quadro com valores do Grupo III.

<b>GRUPO III - LED 15s</b>		
Corpo de Prova	Resistência de união (MPa)	IAR
CP1	28,48	1
CP2	26,48	1
CP3	25,45	0
CP4	27,57	0
CP5	17,28	1
CP6	19,01	1
CP7	18,68	0
CP8	28,25	0
CP9	29,75	0
CP10	22,49	0
CP11	29,67	1
CP12	30,58	2- Fratura Esmalte
CP13	31,07	0
CP14	24,61	0
CP15	25,76	1
CP16	16,2	2
CP17	29,05	1
CP18	25,21	0
CP19	31,65	1-Fratura Esmalte
CP20	20,03	1
CP21	22,82	0

## Apêndice E: Quadro com valores do Grupo IV.

<b>GRUPO IV - QTH 10s</b>		
Corpo de Prova	Resistência de união (MPa)	IAR
CP1	13,03	2
CP2	13,03	2
CP3	18,94	2
CP4	21,56	1
CP5	15,2	2
CP6	15,51	1
CP7	20,01	1
CP8	22,65	1
CP9	18,24	2
CP10	17,85	3
CP11	10,56	2
CP12	10,5	3
CP13	17,28	1
CP14	23,91	0
CP15	7,811	2
CP16	7,5	2
CP17	27,94	0
CP18	23,99	1
CP19	17,01	2
CP20	-	-
CP21	-	-

**Apêndice F: Quadro com valores do Grupo V.**

<b>GRUPO V - QTH 20s</b>		
Corpo de Prova	Resistência de união (MPa)	IAR
CP1	24,21	1
CP2	22,34	1
CP3	25,7	0
CP4	30,12	2
CP5	20,16	1
CP6	26,95	0
CP7	24,52	0
CP8	18,51	1
CP9	24,22	1
CP10	20,26	1
CP11	24,52	1
CP12	21,78	1
CP13	19,33	2
CP14	20,9	0
CP15	24,67	3
CP16	20,41	1
CP17	20,94	1
CP18	31,52	1
CP19	24,85	1
CP20	23,74	0
CP21	26,17	1

## Apêndice G: Quadro com valores do Grupo VI.

<b>GRUPO VI - QTH 30s</b>		
Corpo de Prova	Resistência de união (MPa)	IAR
CP1	13,32	0
CP2	10,91	2
CP3	27,37	1
CP4	13,88	2
CP5	20,57	2
CP6	27,41	1
CP7	28,11	1
CP8	32,16	0
CP9	25,51	0
CP10	23,84	0
CP11	9,954	2
CP12	12,5	2
CP13	28,15	0
CP14	28,5	1
CP15	21,97	1
CP16	14,89	2
CP17	20,34	0
CP18	15,01	3
CP19	26,92	2
CP20	25,33	0
CP21	-	-

*Anexos*

---

**Anexo 1 – Carta de Aprovação da Comissão Científica e Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS.**

*Comissão Científica e de Ética  
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 31 de março de 2006

**O Projeto de: Dissertação**

Protocolado sob nº: 0007/06

**Intitulado:** Avaliação in vitro da resistência de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes por duas fontes de luz

**do Pesquisador:** Cláudia Santos Mezzomo

**Programa de:** Odontologia

**do curso de:** Ortodontia e Ortopedia Facial

**Nível:** Mestrado

**Orientado pelo(a):** Prof. Dr. Ermani Menezes Marchioro

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 31 de março de 2006.



**Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética da  
Faculdade de Odontologia da PUCRS

**Prof. Dr. Marília Gerhardt de Oliveira**  
Presidente da Comissão Científica e de Ética  
da Faculdade de Odontologia - PUCRS

## **Anexo 2 – Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS**



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
PRO-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO  
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - CEP - PUCRS



Ofício 911/06-CEP

Porto Alegre, 11 de agosto de 2006.

Senhor(a) Pesquisador(a):

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 06/03117, intitulado: **Avaliação in vitro da resistência de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes por duas fontes de luz**”.

Sua investigação está autorizada a partir da presente data.

Relatórios parciais e final da pesquisa devem ser encaminhados a este CEP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. José Roberto Goldim  
COORDENADOR DO CEP-PUCRS

Ilmo(a) Sr(a)  
Mest Claudia Santos Mezzomo  
N/Universidade

### **Anexo 3 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido**

#### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

A pesquisa intitulada “**AVALIAÇÃO IN VITRO DA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO NA COLAGEM DE BRÁQUETES POR DUAS FONTES DE LUZ**” será realizada no Laboratório de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia da PUCRS.

O trabalho tem o objetivo de avaliar, em laboratório, a resistência da colagem dos bráquetes nos dentes. Desta forma, a presente pesquisa necessita de dentes humanos, que serão utilizados, após a extração, para testar a resistência desses materiais utilizados no tratamento ortodôntico.

Eu, \_\_\_\_\_

RG \_\_\_\_\_, residente na \_\_\_\_\_  
número \_\_\_\_\_, cidade de \_\_\_\_\_, concordo em doar os dentes que me foram extraídos, por razões terapêuticas, para a pesquisa acima citada.

Ficou esclarecido que o não consentimento em doar os dentes para a pesquisa, em nada prejudica o atendimento a mim prestado.

Havendo qualquer dúvida e o desejo de maiores informações, poderei entrar em contato com Claudia Santos Mezzomo pelo(s) telefone(s) (51) 33113280, (51) 99661707, ou com o Comitê de Ética e Pesquisa pelo telefone (51) 33203345.

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Paciente

Data