



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
CAMPUS DE ARARAQUARA  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA



**SÉRGIO MILTON MARTINS DE OLIVEIRA**  
**PENIDO**

*Estudo comparativo “in vivo” e “in vitro” da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados com resina polimerizada com luz halógena e LED*

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas – Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto

**ARARAQUARA**

**2006**

Penido, Sérgio Milton Martins de Oliveira

Estudo comparativo “in vivo” e “in vitro” da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados com resina polimerizada com luz halógena e LED / Sérgio Milton Martins de Oliveira Penido. – Araraquara : [s.n.], 2006.

114 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista,  
Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto

1. Resistência ao cisalhamento 2. Luz 3. Braquetes  
ortodônticos 4. Resinas compostas 5. Dinamômetro I. Título.

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara /  
UNESP

**SÉRGIO MILTON MARTINS DE OLIVEIRA**  
**PENIDO**

*Estudo comparativo “in vivo” e “in vitro” da resistência ao  
cisalhamento de braquetes metálicos colados com resina polimerizada  
com luz halógena e LED*

**COMISSÃO EXAMINADORA: TESE PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE  
DOUTOR**

**Presidente:** Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto

**1º Examinador:** Profa Dra Vânia Célia Vieira de Siqueira

**2º Examinador:** Prof. Dr. Rodrigo de Castro Albuquerque

**3º Examinador:** Profa Dra Lídia Parsekian Martins

**4º Examinador:** Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

*Araraquara, 30 de maio de 2006*

# **Dados Curriculares**

**SÉRGIO MILTON MARTINS DE OLIVEIRA  
PENIDO**

**NASCIMENTO** 18.06.1961 - ITAÚNA/MG.

**FILIAÇÃO** Milton de Oliveira Penido

Consuêlo Maria Martins de Oliveira Penido

1984/1987 Curso de Graduação

Faculdade de Odontologia da Universidade de  
Itaúna-MG.

1994/1997 Curso de Pós-Graduação em Ortodontia, nível de  
Mestrado, na Faculdade de Odontologia de  
Araraquara - UNESP.

2003/2006 Curso de Pós-Graduação em Odontologia, nível de  
Doutorado, área de Ortodontia na Faculdade de  
Odontologia de Araraquara – UNESP.

2004/atual Coordenador do Curso de Especialização em  
Ortodontia da Associação Brasileira de Odontologia,

Regional Divinópolis - MG

# Dedico este Trabalho

Aos meus pais **Milton de Oliveira Penido** (in memoriam) e **Consuelo Maria Martins de Oliveira Penido** pelo exemplo e incentivo.

A você **Cláudia**, por estar ao meu lado me apoiando sempre.

**Eduardo** e **André**, prometo que vamos brincar muito, quando tudo terminar. Muito obrigado meus filhos!

# *Agradecimentos Especiais*

A *Deus* por ter me guiado e por ter me dado força e capacidade por mais este conquista.

Agradeço ao meu orientador, *Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto* por orientar-me com competência, compreensão, objetividade e, sobretudo por respeitar minhas iniciativas.

Ao *Prof. Dr. Tatsuko Sakima*, pelos ensinamentos, e orientação ao longo deste curso. Todo meu respeito e admiração.

Aos professores da Disciplina de Ortodontia: *Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli, Prof. João Gonçalves, Prof. Dr. Joel Cláudio da Rosa Martins* (in memorian), *Profa Dra. Lídia Parsekian Martins, Prof. Dr. Luíz Gonzaga Gandini Jr. e Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima*, pela amizade e ensinamentos.

# Agradecimentos

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), na pessoa do Digníssimo Reitor *Prof. Dr. Marcos Macari*.

À Faculdade de Odontologia do campus de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, na pessoa da Digníssima Diretora *Profa. Dra. Rosemary Adriana Chiérici Marcontonio* e seu Vice-Diretor *Prof. Dr José Cláudio Martins Segalla*.

À *Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior* (CAPES) pelo auxílio pecuniário.

A todos os *Professores do Curso de Pós-Graduação*, pela experiência transmitidos.

Às *Profas. Dras. Lourdes Aparecida Martins dos Santos Pinto* e *Rita de Cássia Loiola Cordeiro*, pela disposição e atenção em passar experiências importantes no decorrer da minha pesquisa.



À *Profa. Dra. Renata Garcia Fonseca*  
do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, da Faculdade de  
Odontologia de Araraquara – UNESP, pela disponibilidade e atenção na  
utilização da máquina de termociclagem.

Aos amigos e colegas de curso *Edmilsson Jorge, Evandro Bronzi, Gustavo Barreto, Halissa Simplício, Karina Mundstock, Luciane Closs, Luciane Hahn, Odilon Guariza Filho, Patrícia Gimenes, Ricardo Lombardi, Taís Dinelli.*

Ao colega *Francisco Ferreira Nogueira*, pela amizade e companheirismo ao longo destes anos.

A todos os funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP, sempre tão atenciosos e prestativos, os meus mais sinceros agradecimentos – *Bel, Célia, Cris, Dulce, Dona Odete, Pedrinho, Regina, Silvia, Sônia, Tânia, Toninho.*

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: *José Alexandre, Mara, Rosângela, Sílvia e Vera* pela disponibilidade e atenção.

Aos funcionários da Biblioteca da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP: *Adriano, Ceres, Eliane Cristina, Eliane Maria, Maria Aparecida, Maria Helena, Maria Inês, Marley, Odete, Silvia*, pelo empenho e atenção sempre que necessário.

Ao Departamento de Óptica – Instituto de Física da Universidade Federal de São Carlos – USP São Carlos, na pessoa do *Prof Dr Wanderley Salvador Bagnato* e da *Dra. Cristina Kurachi* pela disponibilidade e ajuda na realização dos testes piloto.

Ao amigo *José Felipe* pela ajuda na interpretação dos dados.

À colega *Carla Raquel Fontana*, pela inestimável contribuição na fase inicial deste trabalho.

De maneira especial à *Célia Regina Fachine Sanches Silva*, pela atenção, cuidado e disponibilidade que permitiram a finalização do trabalho.

A **todos e todas** que colaboraram, de alguma forma, com a concretização deste trabalho, peço a Deus que os proteja e aqui recebam o meu mais sincero agradecimento.

# Sumário

<b>INTRODUÇÃO GERAL</b> .....	<b>11</b>
<b>PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>15</b>
<b>ARTIGO 1</b> .....	<b>17</b>
<i>“Estudo “in vivo” e “in vitro” com e sem termociclagem, da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fonte de luz LED”.</i>	
<b>ARTIGO 2</b> .....	<b>48</b>
<i>“Estudo “in vivo” e “in vitro” com e sem termociclagem, da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fonte de luz halógena”.</i>	
<b>ARTIGO 3</b> .....	<b>78</b>
<i>“Estudo “in vivo” e “in vitro”, da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fonte de luz halógena e LED”.</i>	
<b>CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	<b>108</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>110</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>113</b>

*O grande segredo é saber quando e qual porta deve ser aberta. A vida não é rigorosa, ela propicia erros e acertos. Os erros podem ser transformados em acertos quando com eles se aprende. Não existe a segurança do acerto eterno. A vida é generosa, a cada sala que se vive, descobrem-se tantas outras portas. E a vida enriquece quem se arrisca a abrir novas portas.*

(Içami Tiba)

Ao longo dos anos, o desenvolvimento de novas gerações de materiais odontológicos proporcionou maior efetividade na colagem de braquetes ortodônticos. Na literatura podem ser encontrados estudos que relatam esta evolução e são importantes para a compreensão das propriedades físicas, mecânicas e o comportamento clínico destes materiais. Dentre estes, adesivos autocondicionantes e resinas fotopolimerizáveis (BISHARA et al.<sup>1</sup>, 2001). Os aparelhos convencionais de polimerização de sistemas adesivos possuem lâmpada halógena que emite luz incandescente. Eles compõem-se de uma lâmpada de filamento de tungstênio (bulbo e refletor), filtro, sistema de ventilação e fibras ópticas para condução de luz, existindo pequenas variações dependendo da marca comercial. O filamento de tungstênio é conectado a um eletrodo por onde passa corrente elétrica. A luz branca produzida pelo filamento aquecido que gera muito calor, é direcionada para o filtro através de um refletor. A utilização de filtros é necessária porque estes aparelhos produzem grande quantidade de luz, fora da região espectral de interesse para a fotoativação, que é de 400 a 500 nanômetros (nm). Assim, um dos componentes de grande importância nos aparelhos convencionais é o sistema de ventilação. Apesar destes dispositivos apresentarem sistema de refrigeração, a degradação do bulbo, refletor, filtro e fibra ótica ocorre devido às altas temperaturas produzidas, gerando modificação no espectro de emissão e diminuição de potência de saída com o tempo de uso. A avaliação periódica feita pelo profissional usuário deste tipo de

aparelho é fundamental para que não ocorra diminuição da efetividade de polimerização. Em Ortodontia, a consequência da polimerização insuficiente da resina composta, devido aos monômeros não convertidos, seria braquetes que se soltam facilmente (FRANCO e LOPES<sup>2</sup>, 2003).

O LED é um pequeno dispositivo eletrônico que emite luz monocromática não coerente. Esta luz não é gerada por filamento incandescente e sim por material semicondutor de In – Ga – N (índio – Gálio – Nitrogênio) que emite luz, sem geração de calor (FUJIBAYASHI et al.<sup>3</sup>, 1998). O LED azul, utilizado em Odontologia para fotoativação de resinas compostas, foi desenvolvido em 1993. Nesta época, a empresa japonesa Nichia Corp. anunciou o desenvolvimento do primeiro LED que emitia o espectro azul, com intensidade comercialmente significativa (KURACHI et al.<sup>5</sup>, 2001). O fato de emitir luz visível dentro de espectro de onda mais específico, que se localiza bastante próximo do pico máximo de absorção do fotoiniciador mais comumente encontrado na composição das resinas compostas, a canforoquinona, torna o LED eficiente para ativar a reação de polimerização de resinas compostas fotoativadas.

Para avaliar a resistência dos diferentes tipos de sistemas adesivos, são utilizados testes mecânicos. KUSY<sup>6</sup> (1994) afirma que o dogma do “quanto mais forte melhor” nos resultados destes testes, precisa ser abolido. Trabalhos mostram que na avaliação da superfície de colagem do esmalte, após a descolagem de braquetes podem ser encontradas superfícies de esmalte com fraturas, o que poderia ser

provocado por alta resistência de adesão dos materiais adesivos (VOSS et al.<sup>10</sup>, 1993). Em 1975, Reynolds<sup>8</sup> preconizou como de 6 a 8 MegaPascal (MPa) a força de adesão mínima para que o adesivo possa ser utilizado clinicamente. Este valor, apesar de subjetivo, ainda é aceito como referência.

O dinamômetro portátil digital é um equipamento de precisão que pode ser utilizado tanto em testes de tração quanto de compressão "in vivo". Para permitir a realização de testes de cisalhamento, foi necessário desenvolver alças e outros dispositivos acoplados ao aparelho. Por ser um equipamento de baixo custo, é interessante que sua viabilidade em testes mecânicos seja avaliada.

Em testes "in vitro" as variações de temperatura do meio bucal são reproduzidas por meio da ciclagem térmica (GALE e DARVELL<sup>4</sup>, 1999; MIYAZAKI et al.<sup>7</sup>, 2000; SEIXAS<sup>9</sup>, 2005). A necessidade de utilização deste procedimento como parte da metodologia em trabalhos de pesquisa, ainda é um fator a ser esclarecido.

Frente a estas considerações, espera-se que três pesquisas distintas, a serem abordadas neste trabalho, respondam alguns questionamentos inerentes aos materiais, equipamentos e técnicas citados.

Avaliar a resistência ao cisalhamento, por meio de testes mecânicos “in vivo” e “in vitro”, de braquetes metálicos colados em dentes humanos com resina polimerizada com luz halógena e LED.

## **Objetivos Específicos**

- Comparar por meio de testes mecânicos “in vivo” e “in vitro”, com e sem termociclagem, a resistência ao cisalhamento de braquetes colados com luz LED.
- Comparar por meio de testes mecânicos “in vivo” e “in vitro” com e sem termociclagem, a resistência ao cisalhamento de braquetes colados com luz halógena.
- Comparar por meio de testes mecânicos “in vivo” e “in vitro” a resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fontes de luz halógena e LED.
- Avaliar os modos de descolagem após os ensaios mecânicos.



**Estudo "in vivo" e "in vitro" com e sem termociclagem, da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fonte de luz LED<sup>♦</sup>**

Sérgio Milton Martins de Oliveira Penido\*, Cláudia Valéria de Sousa Resende Penido\*\*, Ary dos Santos-Pinto\*\*\*, Lourdes dos Santos-Pinto\*\*\*, Cristina Kurachi\*\*\*\*

Resumo

O objetivo desta pesquisa foi comparar a resistência de braquetes colados com luz LED, por meio de testes mecânicos de cisalhamento. Para esta comparação foram realizados ensaios "in vivo" com equipamento portátil digital e "in vitro" com máquina de ensaios mecânicos universal com e sem termociclagem complementado pelo Índice de Adesivo Remanescente (IAR). Braquetes Edgewise Standard (Abzil) foram colados utilizando adesivo Tranbond Plus Self Etching Primer (SEP) e Resina Transbond XT. Foram formados 3 grupos com 10 dentes em cada um deles. No GI os braquetes foram colados nos segundos pré-molares superiores e inferiores dos pacientes. Nos GII e GIII utilizaram-se primeiros pré-molares superiores e inferiores extraídos por motivos ortodônticos. Os ensaios mecânicos do GI foram realizados 24 horas após a polimerização diretamente na boca dos pacientes com dinamômetro portátil digital. No GII os corpos de prova foram armazenados em água destilada e levados a estufa a 37° C durante 24 horas e posteriormente, submetidos a termociclagem, com 1000 ciclos a 5 e 55°C. No GIII os corpos de prova foram armazenados em água destilada em temperatura ambiente por 24 horas e posteriormente submetidos aos ensaios

---

♦ A ser submetido à **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá.

\* Doutorando em Clínicas Odontológicas – Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

\*\* Professor Adjunto III – Faculdade de Odontologia – PUC Minas.

\*\*\* Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

\*\*\*\* Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

mecânicos. Os valores médios da resistência ao cisalhamento em MPa foram: GI = 3,65; GII = 6,45; GIII = 7,79. Após a descolagem foram realizadas fotografias das áreas de colagem, tanto dos dentes submetidos a testes "in vivo" quanto "in vitro" e ampliadas 5 x para facilitar a visualização. As imagens obtidas foram analisadas, classificadas de acordo com o IAR, e por meio de gráficos de dispersão foi verificada a relação entre a resistência ao cisalhamento e este índice. Os resultados permitiram concluir que a média dos ensaios mecânicos realizados "in vivo" foi estatisticamente menor em relação aos ensaios "in vitro". Não houve diferenças na resistência ao cisalhamento "in vitro" entre o grupo termociclado e o não termociclado. Não houve relação entre tensão de ruptura e tipo de falha.

Palavras-chave: Resistência ao cisalhamento. Luz. Máquina universal de ensaios mecânicos. Termociclagem. Tensiômetro portátil digital.

## **INTRODUÇÃO**

O condicionamento ácido do esmalte permitiu que se utilizasse a técnica de colagem de braquetes aos dentes. Assim, as bandas com os braquetes que eram cimentadas em todas as coroas dentárias foram paulatinamente sendo substituídas pela colagem direta. Entretanto, à medida que houve esta substituição, os ortodontistas perceberam o problema de soltura dos braquetes<sup>8,15</sup>. Na tentativa de contornar este problema as indústrias desenvolveram novos produtos tais como braquetes com bases adaptadas para oferecer maior retenção mecânica e materiais adesivos que evoluíram de auto para fotopolimerizáveis. Acompanhando o desenvolvimento de novos materiais, diferentes fontes de luz surgiram. Além das fontes de luz halógena, aparelhos de luz LED têm sido cada vez mais utilizados. O desempenho clínico de aparelhos

fotopolimerizadores é influenciado pela qualidade da unidade de luz utilizada<sup>11</sup>. Os aparelhos de luz halógena têm a desvantagem de perder a intensidade de luz, devido a danos em sua estrutura com o tempo de uso. Isto pode resultar na falta de conversão de monômeros dos adesivos, podendo ocorrer em implicações clínicas. Os estudos têm demonstrado que os aparelhos de luz LED têm duas principais vantagens em relação aos aparelhos convencionais de luz halógena: não há geração de calor durante seu uso e seu tempo de vida útil gira em torno de 10.000 horas, sem perda do seu rendimento<sup>1,18,20</sup>.

As propriedades mecânicas dos materiais resinosos têm sido pesquisadas intensamente em laboratório, mas existe o inconveniente da impossibilidade da reprodução da situação do ambiente bucal nestes estudos. Clinicamente, a biodegradação do sistema adesivo pode contribuir para a queda de acessórios ortodônticos. Esta é resultado da combinação de desintegração e dissolução em saliva, degradação química e física, danos provocados devido a alimentos pegajosos, erosão devido à ação de determinados alimentos, além da atividade bacteriana<sup>10</sup>.

Convencionalmente, testes mecânicos para avaliar a resistência de materiais são feitos "in vitro", com máquinas universais de ensaios mecânicos como nos trabalhos de Larmour e Stirrups<sup>7</sup> (2003), Summers et al.<sup>19</sup> (2004), Penido et al.<sup>12</sup> (2005) e Cal-Neto et al.<sup>2</sup> (2006), que utilizaram a Instron (Instron Corp, Canton, Mass.). Apesar deste tipo de equipamento ser considerado padrão para este teste, os resultados são baseados em condições experimentais diferentes do meio bucal<sup>4</sup>. É desejável que se tenha a possibilidade de se realizar estes procedimentos diretamente na boca dos pacientes, onde o sistema adesivo está exposto à influência direta de mudanças de temperatura, umidade e a flora bucal. Clinicamente estes

fatores interferem diretamente para que ocorra a descolagem de acessórios ortodônticos<sup>5</sup>.

São encontrados na literatura, alguns trabalhos nos quais parte dos testes foi realizada "in situ", como o de Murray e Hobson<sup>10</sup> (2003), que recrutaram vinte voluntários para utilizarem aparelhos removíveis que continham cada um, seis fatias de esmalte em cujas superfícies foram colados braquetes ortodônticos. Três destes braquetes foram colados com resina Transbond e três com Heliosit (Ivoclar-Vivadent, Leisercerter, United Kingdom). Após 4, 8 e 12 semanas a resistência ao cisalhamento destes acessórios foi testada em máquina universal de ensaios mecânicos, assim como de espécimes controles que estavam estocados em água estéril a 37°C. Os resultados mostraram diferenças nos testes, sendo que os valores encontrados nos grupos que foram submetidos ao ambiente bucal foram significativamente inferiores. Outra forma de se avaliar o comportamento clínico de braquetes colados são os trabalhos longitudinais como os de Sadowsky et al.<sup>16</sup> (1990), Ireland et al.<sup>6</sup> (2003), Polat et al.<sup>14</sup> (2004), Summers et al.<sup>19</sup> (2004) que avaliaram ao longo do tratamento ortodôntico o índice de queda de braquetes.

Uma opção viável, que permite realizar os ensaios mecânicos "in vivo", seria o aparelho denominado dinamômetro digital portátil. Este equipamento de precisão é utilizado tanto em testes de tração quanto de compressão<sup>21</sup>. Utilizando este tipo de equipamento portátil digital, Pickett et al.<sup>13</sup> (2001) testaram a resistência de adesão em testes "in vivo" e compararam os resultados com testes "in vitro", realizados também com este equipamento e com máquina de ensaios mecânicos Instron. Inicialmente, 60 pré-molares extraídos foram divididos em dois grupos com 30 dentes cada. Braquetes Victory Twin (3M Unitek) foram colados com resina Transbond XT. Os ensaios mecânicos foram então realizados, sendo em um dos grupos com o equipamento portátil (média de 12,82 MPa) e o outro com máquina universal de testes (11,02 MPa). Para os testes "in vivo", oito pacientes tiveram o total de 60 pré-

molares submetidos à colagem do mesmo tipo de braquetes do teste "in vitro". Após a média de 23 meses, ou seja, após a conclusão do tratamento ortodôntico, os testes mecânicos foram realizados (5,47 MPa). Os resultados mostraram que os valores de resistência ao cisalhamento foram significativamente inferiores no grupo "in vivo".

Em testes "in vitro" as variações de temperatura do meio bucal são reproduzidas por meio da termociclagem. Diversos autores testaram a influência da ciclagem térmica na resistência adesiva ao esmalte de diferentes sistemas adesivos<sup>3,9,17</sup>. Entretanto há necessidade de utilização do procedimento de termociclagem como parte da metodologia em trabalhos de pesquisa, é um fator que gera conflito de opiniões entre autores.

O objetivo desta pesquisa é comparar a resistência ao cisalhamento de braquetes colados com resina composta fotopolimerizada com luz LED, por meio de ensaios mecânicos "in vivo" utilizando equipamento portátil digital e "in vitro" com máquina de ensaios universal. Para os ensaios "in vitro", foram utilizados grupos com e sem termociclagem. Como análise complementar foi realizado o Índice de Adesivo Remanescente (IAR).

## **MATERIAL E MÉTODO**

Neste estudo foram realizados ensaios mecânicos "in vivo" utilizando equipamento portátil digital (Gauge) e "in vitro" utilizando máquina de ensaios mecânicos universal, com e sem termociclagem dos corpos de prova. Foram formados três grupos de 10 dentes cada, em cuja superfície foram colados braquetes metálicos. No Quadro 1 são apresentados os grupos.

**Quadro 1** - Apresentação dos grupos

GRUPO	FORMA DO ENSAIO MECÂNICO	FONTE DE LUZ
<b>GI</b>	Dinamômetro portátil digital "in vivo" (Gauge "in vivo")	LED - Aparelho protótipo LEC 1000 - MM Optics, São Carlos, SP, Brasil - intensidade de 1000 mW/cm <sup>2</sup>
<b>GII</b>	Máquina universal de ensaios mecânicos (MTS 810) com termociclagem	
<b>GIII</b>	Máquina universal de ensaios mecânicos (MTS 810) sem termociclagem	

Foram colados braquetes ortodônticos Edgewise Standard (Abzil, São José do Rio Preto, SP, Brasil). Os testes "in vivo" foram realizados em segundos pré-molares superiores e os "in vitro" em primeiros pré-molares superiores e inferiores extraídos por motivos ortodônticos. A idade dos pacientes que colaboraram com a pesquisa variou de 12 a 16 anos. Os critérios de inclusão foram: ausência de descalcificação ou defeitos no esmalte. Para os testes "in vivo" também foi considerada a boa higiene bucal. Não foram eliminados pacientes devido ao tipo de maloclusão, raça ou gênero. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da UNESP – Araraquara, protocolo 03/05.

Os materiais utilizados para a colagem foram o Adesivo Transbond® Plus Self Etching Primer (SEP) e a Resina composta Transbond® XT, ambos distribuídos pela 3M Unitek, Monrovia, Califórnia.

Previamente à colagem dos braquetes, no Grupo I, foram realizados os seguintes procedimentos:

- 1) Instalação de abridor de boca (Expandex, ICE, Pirituba, SP, Brasil).
- 2) Profilaxia com pedra pomes e água, com taça de borracha, em baixa rotação, por 10 segundos.
- 3) Lavagem com água e ar por 15 segundos.
- 4) Secagem com jato de ar da seringa tríplice por 10 segundos.
- 5) Isolamento relativo com rolos de algodão.

Os procedimentos de colagem foram realizados em um único dia, pelo mesmo operador, seguindo as recomendações dos fabricantes, da seguinte maneira:

1) O adesivo autocondicionante foi aplicado sobre a superfície de esmalte por 3 segundos e o excesso removido com suave jato de ar.

2) O braquete foi apreendido com o auxílio de pinça porta-braquete (ICE, Pirituba, SP) e a resina Transbond XT foi comprimida na sua base. O acessório foi então posicionado sobre a área de colagem, pressionando-se até que todo excesso de material escoasse lateralmente. O excesso foi removido antes da polimerização.

3) A polimerização do material de colagem foi realizada com fonte de luz LED, por 20 segundos, sendo 10 na face mesial e 10 na face distal (Figura 1).

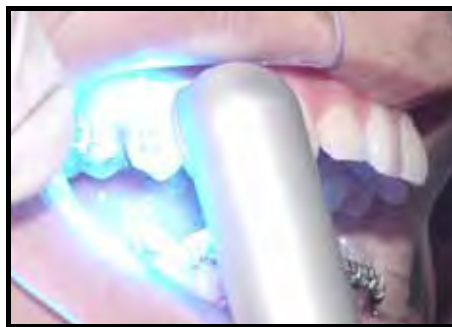


FIGURA 1- Fotopolimerização utilizando aparelho de LED.

Após 24 horas dos procedimentos de colagem, foram realizados os ensaios mecânicos de cisalhamento "in vivo". Foi utilizado o dinamômetro digital portátil (Figura 2). Este equipamento de precisão é utilizado tanto para testes de tração como de compressão. Possui célula de carga que pode ser acoplada a diversos dispositivos de testes. Para este estudo foi adaptada uma extensão que consiste de tubo de aço inoxidável, soldado perpendicularmente a uma plataforma, que foi retida por parafusos à porção superior do aparelho conforme Figura 3. No interior deste tubo foi feito o prolongamento da célula de carga, com fio de aço inoxidável, de 1,5 mm de

diâmetro. Na Figura 3 pode-se observar a ponta ativa em forma de cinzel na extremidade superior do prolongamento, cuja função é ser adaptada à porção superior da base do braquete, permitindo sua remoção por cisalhamento.



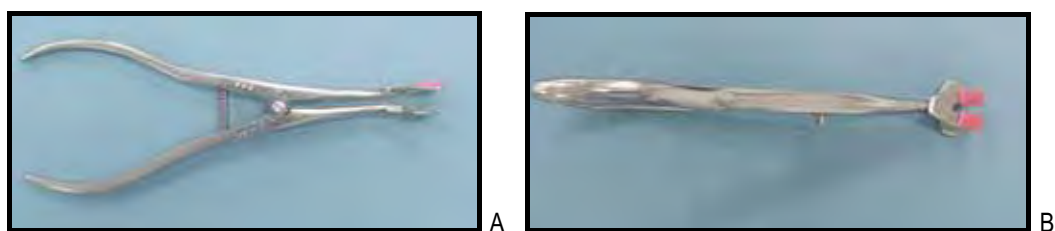
FIGURA 2 - Dinamômetro digital portátil.





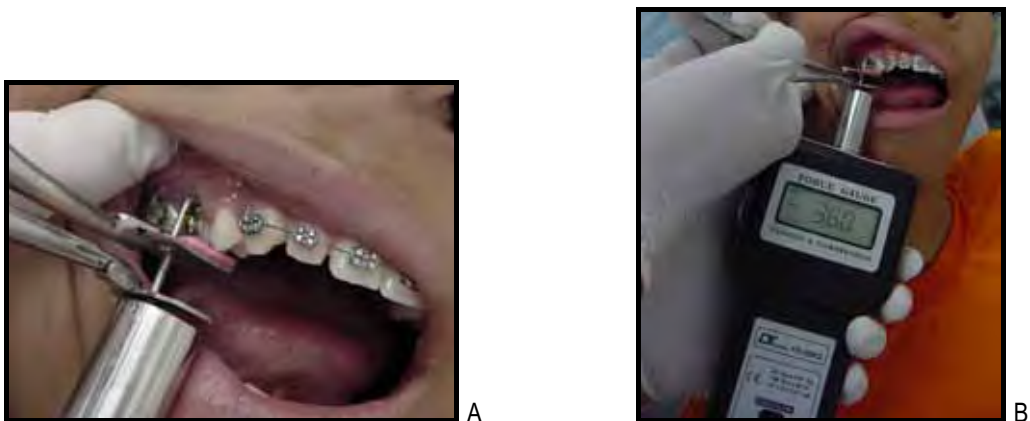
FIGURA 3 - Prolongamento da célula de carga fixado na parte superior do dinamômetro.

Alicates número 160R (ICE, São Paulo, Brasil) originalmente utilizados para inserção de borrachas de separação de dentes, foram também modificados com a adaptação de chapas de aço inoxidável com sulco central, em suas pontas. Para evitar danos ao esmalte, foi colocada uma borracha na ponta ativa do instrumento (Figuras 4A e 4B).



FIGURAS 4A e 4B – Alicates adaptado para realizar o teste cisalhamento dos braquetes “in vivo”.

Durante os ensaios mecânicos “in vivo”, o alicate foi comprimido, suas pontas se abriram, ficando apoiadas respectivamente no tubo do dinamômetro e na face oclusal do dente (Figuras 5A e 5B). A célula de carga foi então distendida e a ponta ativa de cinzel deslocou o braquete. As cargas de ruptura dos acessórios foram registradas no dinamômetro em Newtons, e posteriormente os valores foram calculados em Megapascal (MPa). À medida que o alicate foi sendo utilizado em um paciente, este era autoclavado para reutilização.



FIGURAS 5A e 5B – Conjunto alicate/dinamômetro durante ensaios mecânicos “in vivo”.

O dinamômetro ficou acoplado ao computador, que utilizou o programa Lutron 801 (Datalogger system, Modelo SW-U 801- WIN, Versão V0301TW, 3.1.1) (Figura 6), sendo os resultados registrados em planilhas para posterior análise estatística.



FIGURA 6 - Dinamômetro acoplado ao computador.

Para confecção dos corpos de prova dos GII e GIII foram realizados os seguintes procedimentos:

1) Demarcação da superfície vestibular dos dentes com lápis grafite nas suas maiores dimensões cérvico-oclusal e vestibulo-lingual, para determinar sua porção central.

2) Cada dente foi fixado com cera pegajosa a um esquadro de acrílico, mantendo-se a face vestibular paralela à superfície do mesmo.

3) O conjunto dente/esquadro foi também fixado com cera pegajosa, a um tubo de PVC com 3,6 cm de diâmetro e 4 cm de comprimento, de maneira que ficasse centralizado e a raiz completamente inserida no interior do tubo (Figura 7).



FIGURA 7 - Conjunto dente/esquadro fixado a um tubo de PVC.

4) O tubo de PVC foi preenchido com gesso pedra do tipo IV. A fixação do esquadro garantiu o correto posicionamento do dente durante a reação de presa.

5) Posteriormente o esquadro foi removido, deixando a área delimitada para a colagem perpendicular à base do tubo (Figura 8).



FIGURA 8 - Dente incluído no anel de PVC.

Os dentes montados foram limpos de qualquer resíduo de cera pegajosa e/ou gesso e armazenados em água destilada. Os procedimentos de profilaxia e

colagem foram realizados em um único dia, da mesma forma como anteriormente descrito para os testes “in vivo” (Figura 9).



FIGURA 9 – Corpo de prova após colagem do braquete.

Após os procedimentos de colagem, os corpos de prova do GII foram armazenados em água destilada e levados à estufa (Modelo 002CB Fanem Ltda - São Paulo, Brasil) a 37° C por 24 horas. Após este tempo, foram submetidos a termociclagem com 1000 ciclos a temperaturas de 5° e 55° C, por 30 segundos cada banho (Figura 10).



FIGURA 10 – Máquina de termociclagem (modelo MST3, Marcelo Nucci - ME, São Paulo, Brasil).

Os corpos de prova do GIII foram armazenados em água destilada, à temperatura ambiente por 24 horas antes dos ensaios mecânicos. Os ensaios mecânicos foram realizados do mesmo modo nos GII e GIII, com máquina de ensaios mecânicos MTS 810 com velocidade de 0,5 mm/min (Figuras 11 e 12). A leitura da carga exercida pela máquina foi registrada em N e posteriormente calculada em MPa.



FIGURA 11 – Posicionamento do dispositivo para o teste de cisalhamento.



FIGURA 12 – Máquina de ensaio mecânico MTS 810.

#### **Avaliação do padrão de descolagem**

Após a descolagem foram então feitas fotografias das áreas de colagem, tanto dos dentes submetidos a testes “in vivo” quanto “in vitro”, com a Máquina digital Sony Mavica FD 97. As fotografias foram ampliadas 5x para facilitar a visualização (Figuras 13 e 14). As imagens obtidas foram analisadas e classificadas de acordo com o Índice de Adesivo Remanescente (IAR), conforme Quadro 2:

#### **Quadro 2 - Índice de adesivo remanescente**

<b>ÍNDICE</b>	<b>CARACTERÍSTICAS</b>
<b>0</b>	Nenhum remanescente de adesivo sobre o dente
<b>1</b>	Menos de 50% de adesivo remanescente no dente

2	Mais de 50% de adesivo permaneceu no dente
3	Todo o adesivo permaneceu sobre o dente



FIGURA 13 – Foto ampliada para análise do IAR "in vivo".



FIGURA 14 - Foto ampliada para análise do IAR "in vitro".

## RESULTADOS

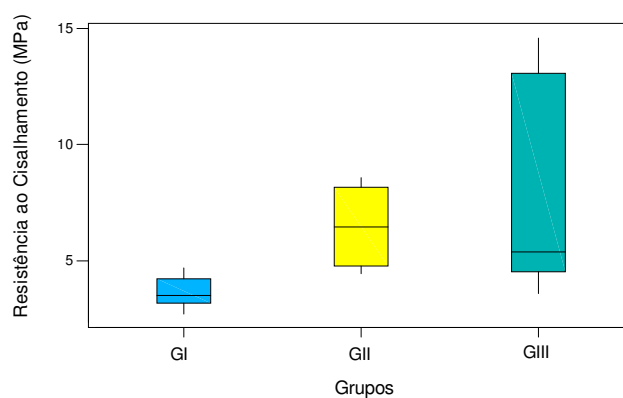
### a) Análise Descritiva

Para que se conhecessem melhor os dados, inicialmente foi feita a análise descritiva que é apresentada resumidamente na Tabela 1.

**Tabela 1** – Análise descritiva dos ensaios de resistência ao cisalhamento

DESCRIÇÃO	GRUPO		
	I	II	III
Média (MPa)	3,65	6,45	7,79
Mediana (MPa)	3,51	6,45	5,39
Desvio padrão (MPa)	0,63	1,69	4,42
Mínimo (MPa)	2,72	4,45	3,60
Máximo (MPa)	4,67	8,59	14,59
Amostras ensaiadas	10	10	10

A Tabela 1 mostra que o GI apresentou a menor média para a resistência ao cisalhamento e a menor dispersão dos resultados. O GIII apresentou a maior média e a maior dispersão dos resultados.



**GRÁFICO 1** – Diagrama em caixas (“box-plot”) da resistência ao cisalhamento por grupo (GI=Gauge In Vivo; GII=MTS com termociclagem; GIII=MTS sem termociclagem).

## b) Análise de Variância (ANOVA)

Tabela 2 - Comparação dos Grupos GI, GII e GIII utilizando a luz LED

FONTE DE VARIACÃO	GRAUS DE LIBERDADE	SOMA DE QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	ESTATÍSTICA DE TESTE F	VALOR -p
<b>GRUPOS</b>	2	89,08	44,54	5,86	0,008
<b>Erro</b>	27	205,20	7,60		
<b>Total</b>	29	294,28			

Pela Tabela 2, verifica-se que o valor-p (0,008) foi menor do que nível de significância (0,05), portanto a hipótese nula foi rejeitada, ou seja, pelo menos uma das médias é diferente das demais.

Para verificar qual média é diferente das demais foi utilizado o teste de comparações múltiplas de Tukey.

Tabela 3 - Teste de Tukey

COMPARAÇÕES	INTERVALO DE 95% DE CONFIANÇA	
	limite inferior	limite superior
<b>G I x G II</b>	-5,327	-0,267
<b>G I x G III</b>	-6,666	-1,606
<b>G II X G III</b>	-3,869	1,191

Pela Tabela 3, verifica-se que existe diferença significativa entre as médias do grupo G I com G II e do grupo G I com G III, pois o zero não está contido no intervalo. Já o grupo G II comparado com o G III não apresentou diferença significativa (o zero está contido no intervalo). Portanto, apenas a média do grupo G I (3,65 MPa) se difere da média de G II (6,45 MPa) e de G III (7,79 MPa).



O Gráfico 1 ilustra os dados obtidos.

#### Avaliação do padrão de descolagem

A tabela 4 e o Gráfico 2 apresentam os índices de adesivo remanescente (IAR), onde pode ser observada a frequência de cada um deles.

**Tabela 4** – Distribuição dos Índices de Adesivo Remanescente (IAR) por grupo

ÍNDICE	GRUPO		
	I	II	III
0	0	0	5
1	1	2	4
2	3	1	1
3	6	7	0

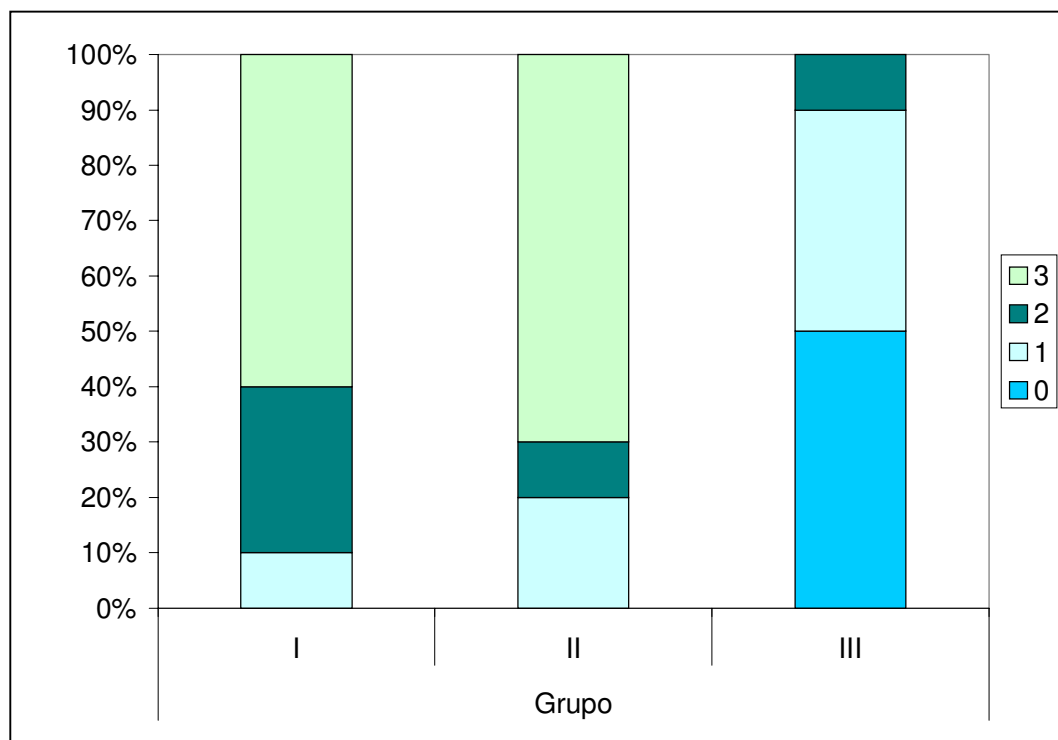


GRÁFICO 2 – Distribuição dos Índices de Adesivo Remanescente (IAR) por grupo.

Foram construídos gráficos de dispersão da resistência ao cisalhamento versus IAR para cada um dos três grupos para avaliar dentro de cada um deles como a resistência ao cisalhamento está relacionada com o IAR (Gráfico 3).

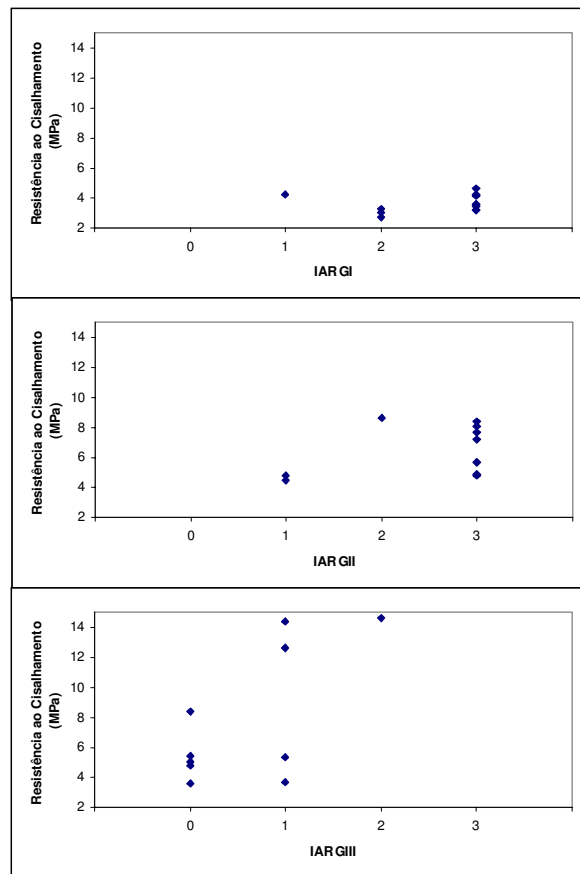


GRÁFICO 3 - Índices de Adesivo Remanescente (IAR) versus Resistência ao Cisalhamento.

Analisando o Gráfico 3 não se pode observar uma relação bem definida entre tensão de ruptura e tipo de falha. No GI nota-se que as menores resistências se encontram no nível 2. No GII a maioria das amostras se encontra no nível 3 e possuem altas resistências. Para o GIII

pode ser visto que no índice 0 as resistências foram menores, o índice 1 apresentou resistências altas e baixas e a única amostra do nível 2 teve uma alta resistência.

## **DISCUSSÃO**

Os braquetes do GI foram colados em segundos pré-molares. Neste grupo, o procedimento para descolagem do braquete durante o ensaio mecânico foi conduzido com o alicate especialmente desenvolvido para tal procedimento, demonstrado na Figuras 4A e 4B. Primeiros pré-molares, extraídos por razões ortodônticas, foram empregados nos GII e GIII. Murray e Hobson<sup>10</sup> (2003) relataram que a variação da superfície de esmalte pode ser um problema em pré-molares devido a variações na superfície de esmalte. Entretanto Mattick e Hobson<sup>8</sup> (2000) estudaram o padrão de condicionamento encontrado na área de colagem de acessórios ortodônticos em diferentes dentes e de acordo com estes autores, a perda freqüente de braquetes na região posterior sugere que a microtopografia específica do esmalte condicionado de diferentes grupos de dentes pode afetar a eficácia do processo adesivo. Assim, os molares foram os dentes cujo grau de definição do condicionamento foi menor, em relação aos incisivos. Por este motivo, os autores recomendam que, para padronização de testes de adesão, estes sejam conduzidos somente em pré-molares, pois esta limitação pode reduzir a variabilidade de

resultados. Entretanto, chamam a atenção para o fato de que não se devem extrapolar os resultados destes dentes para outros grupos de dentes.

Neste estudo os valores médios de resistência ao cisalhamento foram: GI = 3,65 MPa, GII = 6,45 MPa e GIII = 7,79 MPa. Estes valores mostraram que o resultados dos ensaios "in vivo" foram menores que os ensaios "in vitro" (Tabela 3). Pickett et al.<sup>13</sup> (2001) encontraram resultados semelhantes, entretanto, foram utilizados diferentes braquetes e os ensaios "in vivo" foram conduzidos ao final do tratamento ortodôntico, após o tempo médio de 23 meses. É importante destacar que se a retenção de braquetes for muito forte, há o risco de danificar o esmalte, sendo que existem relatos que estes podem acontecer em torno de 0,1 mm de profundidade<sup>21</sup>. Não existe um valor de resistência que seja ideal. Retief<sup>15</sup> (1974) demonstrou fraturas de esmalte em espécimes cujos valores de adesão foram superiores a 9,7 MPa. É necessário que se encontre uma forma de determinar qual seria o valor mínimo para que se tenha bom desempenho de acessórios colados sem que ocorram danos à estrutura dental ou que as forças que incidam sobre os mesmos durante a mastigação ou até mesmo na ativação dos aparelhos ortodônticos, não provoquem o seu deslocamento. Pickett<sup>13</sup> relata que valores entre 2,8 MPa a 10 MPa seria adequado para situações clínicas. Caso sejam considerados estes valores, todos os grupos deste trabalho estão dentro de valores aceitáveis.

No GI os braquetes ficaram submetidos ao ambiente bucal por um dia. Este tempo foi considerado suficiente para que ocorresse a progressão de presa do material adesivo. Após este tempo, assim como Voss et al.<sup>21</sup> (1993) foram realizados os ensaios mecânicos "in vivo". Seria interessante, em trabalhos futuros que este tempo fosse mais prolongado, pois, como foi relatado anteriormente, o ambiente bucal pode favorecer a degradação do material, o que é difícil de ser reproduzido "in vitro"<sup>10</sup>. Por outro lado, é difícil a padronização das variáveis nos testes "in vivo", já que indivíduos, com hábitos diversos e diferentes composições salivares são submetidos ao tratamento. Entretanto, na Tabela 1 verifica-se que o desvio padrão do GI foi o menor obtido em relação ao GII e GIII. No GII foi realizada ciclagem térmica, pois se sabe que os materiais de colagem são expostos a mudanças de temperatura no meio bucal e este teste tem por objetivo reproduzir estas alterações térmicas. Observamos na tabela 1 que o maior desvio padrão foi no GIII, que apresentou valor mínimo de 3,60 e valor máximo de 14,59. No Gráfico 1 pode ser observado que não houve neste grupo nenhum valor discrepante ("outlier"). Isto mostra que, apesar do GII ter sido igual em relação ao GIII (Tabela 3), a termociclagem permitiu que o GII ficasse mais homogêneo, em comparação com o GIII. Gale & Darvell<sup>3</sup> (1999), consideraram que as temperaturas usadas durante a termociclagem variam consideravelmente entre os estudos, havendo inclusive falta de padronização no número de ciclos. Discutiram também que os relatos dos

efeitos deste procedimento são contraditórios, não sendo comprovada sua necessidade. Porém, a variabilidade no GIII foi maior em relação ao GII.

Poucos trabalhos foram encontrados na literatura que empregassem dinamômetro portátil digital para ensaios mecânicos<sup>5,13,21</sup>. A grande vantagem deste equipamento é a facilidade de manuseio e o seu custo baixo. Murray e Hobson<sup>10</sup> (2003) realizaram estudo, por eles denominado "in vivo", mas que na realidade foi em parte conduzido "in situ", ou seja, voluntários usaram aparelhos removíveis contendo braquetes ortodônticos colados em fatias de esmalte. Posteriormente os ensaios mecânicos foram feitos em máquina universal. Dentre as vantagens desta metodologia, estes autores citam a boa tolerância dos voluntários além de sua fácil confecção e manutenção. A vantagem do presente trabalho em relação ao de Murray e Hobson<sup>10</sup> (2003) é que os acessórios ortodônticos foram colados nos dentes dos próprios pacientes e os ensaios realizados na boca dos mesmos.

A fractografia, ou seja, análise das superfícies fraturadas, foi feita por meio do método IAR<sup>4</sup>. Na Tabela 4 e Gráfico 2, nota-se que, nos Grupos I e II, o índice 3 ocorreu com maior frequência e o índice 0 não ocorreu. Já no Grupo III, onde não houve a termociclagem, os índices 0 e 1 ocorreram com maior frequências e o índice 3 não ocorreu. Analisando o Gráfico 3 não se pôde observar relação entre tensão de ruptura e tipo de falha.

A complexidade, alto custo de aquisição e de manutenção, além da dificuldade de acesso às máquinas de ensaio universal devem estimular novas pesquisas com o equipamento portátil. É preciso que este novo equipamento seja extensamente testado para confirmar sua viabilidade. O mesmo deve ser feito em relação à termociclagem. Trabalhos na área de Ortodontia, utilizando este procedimento ou não, devem ser conduzidos para determinar melhor a metodologia a ser seguida.

## **Conclusões**

Os resultados permitiram concluir que:

- 1) A média dos resultados mecânicos conduzidos "in vivo" foi menor em relação aos ensaios "in vitro".
- 2) Não houve diferenças na resistência ao cisalhamento entre os grupos "in vitro" termociclado e não termociclado.
- 3) Não houve relação entre tensão de ruptura e tipo de falha.

---

"In vivo" and "in vitro" study, with or without thermocycling, of shear bond strength of brackets bonded with light-emitting diode (LED).

### **Abstract**

The purpose of this research was to compare the shear bond strength of bonded brackets using LED light, by means of mechanical tests of shearing. For this comparison were made "in vivo" tests with a portable digital device, and "in vitro" tests with Universal testing machine, with and without thermo cycling, complemented by the Adhesive Remaining Index (ARI). Edgewise

standard brackets (Abzil) were bonded with Transbond Plus Self Etching Primer (SEP) and Transbond XT resin. Three groups of ten teeth each have been formed. In GI the brackets were bonded to second premolars directly in the patients' mouths. In GII and GIII the brackets were bonded to first premolars extracted for orthodontic reasons. The mechanical tests of GI were made 24 hours after the polymerization, directly in the patient's mouth, performed with a digital portable dynamometer. In GII the specimens were stored in distilled water and taken to sterilizer at 37° C for 24 hours and afterwards submitted to thermocycling with 1000 cycles at 5 and 55° C. In GIII the specimens were stored in distilled water at room temperature for 24 hours, and then submitted to mechanical tests. The average shear bond strength values (MPa) were: GI=3.65; GII=6.45 and GIII=7.79. Pictures of the bonding areas in both "in vivo" and "in vitro" samples, were taken after the tests and amplified five times to be better visualized. The images obtained were analyzed, classified according to the ARI scores, and through dispersion graphs, the relation between the shear strength and this index was verified. The results suggested that the average of the "in vivo" mechanical tests was statistically lower than the "in vitro" tests. There were no differences in the "in vitro" shear bond strength between the thermocycled and non-thermocycled groups. There was no relation between shearing stress and kind of failure.

Key words: Shear bond strength. Light. Universal testing machine. Thermocycling. Portable digital debonding device.

---



## REFERÊNCIAS

1. 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.
2. CAL-NETO, J.P.; MIGUEL, J.A.M.; ZANELLA, E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. **Angle Orthod**, Appleton, v.76, n.1, p.127-131, Jan. 2006.
3. GALE, M.S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **J Dent**, Bristol, v.27, n.2, p.89-99, Feb. 1999.
4. GARCIA, F.C.P. et al. Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, Bauru, v.10, n.3, p.118, 2002.
5. HUBERT, E.A.R.B. et al. Desenvolvimento de instrumental apropriado para medir a força de descolagem de braquetes ortodônticos, in vivo. **J Bras Ortodon Ortop Facial**, Curitiba, v.6, n.33, p.227-233, maio-jun. 2001.
6. IRELAND, A.J.; KNIGHT, H.; SHERRIFF, M. An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching primer system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.124, n.3, p.323-326, Sept. 2003.

7. LARMOUR, C.J.; STIRRUPS, D.R. An ex vivo assessment of a bonding technique using a self-etching primer. **J Orthod**, Oxford, v.30, n.3, p.225-228, Sept. 2003.
8. MATTICK, C.R.; HOBSON, R.S. A comparative micro-topographic study of the buccal enamel of different tooth types. **J Orthod**, Oxford, v.27, n.2, p.143-148, June 2000.
9. MIYAZAKI, M.; SATO, M.; ONOSE, H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. **Oper Dent**, Seattle, v.25, n.2, p.75-80, Mar./Apr. 2000.
10. MURRAY, S.D.; HOBSON, R.S. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.123, n.1, p.2-9, Jan. 2003.
11. 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.
12. PENIDO, S.M.M.O. et al. Efeito de diferentes tempos de polimerização na resistência ao cisalhamento de adesivo ortodôntico. In: ENCONTRO DO GRUPO BRASILEIRO DE PROFESSORES DE ORTODONTIA E ODONTOPEDIATRIA, 15., 2005. **Livro Anual ...**, Santos: Type Artes Gráficas, 2005. p.92-97.
13. PICKETT, K.L. et al. Orthodontic "in vivo" bond strength: comparison with "in vitro" results. **Angle Orthod**, Appleton, v.71, n.2, p.141-148, Apr. 2001.

14. POLAT, O.; KARAMAN, A.I.; BUYUKYILMAZ, T. In vitro evaluation of shear bond strengths and in vivo analysis of bond survival of indirect-bonding resins. **Angle Orthod**, Appleton, v.74, n.3 , p.405-409, Jun. 2004.
15. RETIEF, D.H. Failure at the dental adhesive etched enamel interface. **J Oral Rehabil**, Oxford, v.1, n.3, p.265-284, July 1974.
16. SADOWSKY, P.L. et al. Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic brackets: an in vivo study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.98, n.5, p.417-421, Nov. 1990.
17. SEIXAS, M.M.D. **Estudo de propriedades físicas de materiais adesivos ortodônticos**. 2005. 68 f. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais)-Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2005.
18. STAHL, F. et al. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. **Biomaterials**, Guildford, v.21, n.13, p.1379-1385, July 2000.
19. SUMMERS, A. et al. Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.126, n.2, p.200-206, Aug. 2004.
20. 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.

21. VOSS, A.; HICKEL, R.; MÖLKNER, S. In vivo bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cement. **Angle Orthod**, Appleton, v.63, n.2, p.149-153, June 1993.

Sérgio Milton Martins de Oliveira Penido\*, Cláudia Valéria de Sousa Resende Penido\*\*, Ary dos Santos-Pinto\*\*\*, Tatsuko Sakima\*\*\*\*, Carla Raquel Fontana\*\*\*\*\*

### Resumo

O objetivo desta pesquisa foi avaliar a resistência de braquetes metálicos colados em dentes humanos com resina polimerizada com luz halógena por meio de ensaios mecânicos de cisalhamento. Para esta comparação foram realizados ensaios "in vivo" com dinamômetro portátil digital e "in vitro" com máquina de ensaios mecânicos universal com e sem termociclagem complementado pelo Índice de Adesivo Remanescente (IAR). Braquetes Edgewise Standard (Abzil) foram colados utilizando adesivo Tranbond Plus Self Etching Primer (SEP) e Resina Transbond XT. Foram formados 3 grupos com 10 dentes em cada um deles. No GI os braquetes foram colados nos segundos pré-molares dos pacientes. Nos GII e GIII utilizaram-se primeiros pré-molares extraídos por motivos ortodônticos. Os ensaios mecânicos do GI foram realizados 24 horas após a polimerização diretamente na boca dos pacientes com dinamômetro portátil digital. No GII os corpos de prova foram armazenados em água destilada e levados à estufa a 37° C durante 24 horas e posteriormente, submetidos a termociclagem, com 1000 ciclos a 5 e 55°C. No GIII os corpos de prova foram armazenados em água destilada em temperatura ambiente por 24 horas e posteriormente submetidos aos ensaios mecânicos. Os valores médios da resistência ao cisalhamento em Megapascal foram de: GI = 4,39; GII = 7,11; GIII = 7,35. Após a descolagem foram realizadas fotografias das áreas de colagem, tanto dos dentes submetidos a testes "in vivo" quanto "in vitro" e ampliadas 5 x para facilitar a visualização. As imagens obtidas foram analisadas, classificadas de acordo com o IAR, e por meio de gráficos de dispersão foi verificada a relação entre a resistência ao cisalhamento e este índice. Os resultados permitiram

---

\* Doutorando em Clínicas Odontológicas – Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

\*\* Professor Adjunto III – Faculdade de Odontologia – PUC Minas.

\*\*\* Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

\*\*\*\* Professor Titular Aposentado, Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

\*\*\*\*\* Doutoranda em Periodontia – Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

concluir que a média dos ensaios mecânicos realizados "in vivo" foi estatisticamente menor em relação aos ensaios "in vitro". Não houve diferenças na resistência ao cisalhamento "in vitro" entre o grupo termociclado e o não termociclado. Não houve relação entre tensão de ruptura e tipo de falha.

Palavras-chave: Resistência ao cisalhamento. Luz halógena. Máquina universal de ensaios mecânicos. Termociclagem. Tensiômetro portátil digital.

## **INTRODUÇÃO**

A utilização de materiais resinosos na Odontologia atual se tornou uma realidade mundial, ocorrendo uma crescente melhoria nas propriedades físico-mecânicas, frente às diferentes situações clínicas<sup>10,14</sup>. Assim, a colagem de braquetes foi paulatinamente substituindo as bandas que eram cimentadas em todas as coroas dentárias<sup>7,19</sup>. Estes novos sistemas de adesão têm de ser eficientes o suficiente para permitirem que os acessórios ortodônticos se mantenham colados durante todo o tratamento<sup>17,23</sup>. Durante este período, os materiais devem resistir de forma conveniente a cargas de tensão, tração, torque e funcionais<sup>5,8,15</sup>.

Para que se obtenha sucesso na colagem de acessórios ortodônticos, é necessária a correta escolha dos materiais adesivos e da unidade fotopolimerizadora. Do ponto de vista mecânico a subpolimerização do material restaurador levará ao aumento da microinfiltração e à diminuição das propriedades mecânicas, comprometendo o desempenho do material, principalmente em relação à longevidade dos acessórios na cavidade bucal. É preciso que além dos

materiais adesivos, aparelhos fotoativadores com potência adequada sejam utilizados<sup>2,3</sup>. As lâmpadas halógenas foram os primeiros equipamentos que surgiram. Esta tecnologia de geração de luz, desenvolvida juntamente com as primeiras resinas fotopolimerizáveis está sendo usada até os dias de hoje<sup>24</sup>.

Para avaliar a efetividade dos sistemas adesivos, que apresentam características e parâmetros próprios, são utilizados diferentes testes mecânicos, pois trabalhos clínicos consomem maior tempo para que os resultados sejam estabelecidos e demandam análise mais complexa de fatores associados<sup>12,22</sup>. Os estudos laboratoriais são imediatos, porém não são completos e não permitem a avaliação global e extrapolação para a previsão do comportamento clínico dos materiais. Os testes mecânicos laboratoriais empregados para avaliação da união de sistemas adesivos à estrutura dentária, geralmente se fundamentam na aplicação de forças de deslocamento sobre a união, na tentativa de simular os esforços transmitidos aos braquetes durante o tratamento. As forças e tensões exercidas sobre os dentes e acessórios ortodônticos na clínica são, entretanto de natureza complexa, portanto, nenhum teste simula adequadamente as forças intra-bucais. Dentro deste contexto, a previsão do desempenho clínico dos materiais, baseado nas suas propriedades, é uma missão complexa. Entretanto, a avaliação laboratorial de sistemas adesivos é importante para a análise prévia da necessidade e até da conveniência de se levar a efeito o estudo clínico, que implica em etapas

mais complexas<sup>22</sup>. Para Retief<sup>22</sup> (1991), se o sistema adesivo não se mostrar promissor nos testes laboratoriais, dificilmente o será no desempenho de sua função no meio bucal. Os testes laboratoriais são particularmente interessantes aos fabricantes que em curto espaço de tempo, podem avaliar seus materiais, corrigir deficiências e implementar melhorias.

Em testes "in vitro" as variações de temperatura do meio bucal são reproduzidas por meio da termociclagem. Diversos autores testaram a influência da ciclagem térmica na resistência adesiva ao esmalte de diferentes sistemas adesivos<sup>9,11,16,25</sup>, não havendo um consenso com relação à sua necessidade.

Diante de todos estes aspectos, estudos que avaliem a resistência mecânica dos materiais se fazem necessários<sup>20</sup>. Revisando a literatura, podemos encontrar inúmeros trabalhos nos quais estes testes são realizados utilizando máquina universal de ensaios mecânicos como a Instron (Instron Corp, Canton, Mass.), Testometric (Testometric model 500, Lancashire, UK) equipamentos importados de alto custo ou mesmo com equipamento nacional como a máquina de ensaios mecânicos da EMIC<sup>1,4,6,18</sup>. O inconveniente da utilização destes equipamentos é o custo elevado.

Pickett et al.<sup>21</sup> (2001) e Hubert et al.<sup>13</sup> (2001) com objetivo avaliar a resistência de braquetes metálicos colados com resina composta, utilizaram equipamento portátil digital. Além de ser de baixo custo, pode ser utilizado tanto para pesquisas "in vitro" quanto para testes in vivo.



O objetivo desta pesquisa é comparar a resistência ao cisalhamento de braquetes colados com resina polimerizada com luz halógena. Para esta comparação foram realizados ensaios "in vivo" com equipamento portátil digital e "in vitro" com máquina de ensaios mecânicos universal com e sem termociclagem. Como análise complementar foi avaliado o Índice de Adesivo Remanescente (IAR).

## **MATERIAL E MÉTODO**

Neste estudo foram realizados ensaios mecânicos "in vivo" utilizando equipamento portátil digital (Gauge) e "in vitro" utilizando máquina de ensaios mecânicos universal, com e sem termociclagem dos corpos de prova. Foram formados três grupos de 10 dentes cada, em cuja superfície foram colados braquetes metálicos. No Quadro 1 são apresentados os grupos.

**Quadro 1** - Apresentação dos grupos.

<b>GRUPO</b>	<b>FORMA DO ENSAIO MECÂNICO</b>	<b>FONTE DE LUZ</b>
--------------	---------------------------------	---------------------

<b>GI</b>	Dinamômetro portátil digital "in vivo" (Gauge "in vivo")	HALÓGENA – Optilight Plus, Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil - intensidade de 500 mW/cm <sup>2</sup>
<b>GII</b>	Máquina universal de ensaios mecânicos (MTS 810) com termociclagem	
<b>GIII</b>	Máquina universal de ensaios mecânicos (MTS 810) sem termociclagem	

Foram colados braquetes ortodônticos Edgewise Standard (Abzil, São José do Rio Preto, SP, Brasil). Os testes "in vivo" foram realizados em segundos pré-molares superiores e os "in vitro" em primeiros pré-molares superiores e inferiores extraídos por motivos ortodônticos. A idade dos pacientes que colaboraram com a pesquisa variou de 12 a 16 anos. Os critérios de inclusão foram: ausência de descalcificação ou defeitos no esmalte. Para os testes "in vivo" também foi considerada a boa higiene bucal. Não foram eliminados pacientes devido ao tipo de maloclusão, raça ou gênero. Esta pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da UNESP – Araraquara, protocolo 03/05.

Os materiais que foram utilizados, nomes comerciais, distribuidores e composição estão apresentados no Quadro 2.

**Quadro 2** - Apresentação dos materiais.

MATERIAL	DISTRIBUIDOR	COMPOSIÇÃO	LOTE
----------	--------------	------------	------

Adesivo Transbond® Plus Self Etching Primer (SEP)	3M Unitek, Monrovia, California	Mono e di-hema-fosfato, canforoquinona, água destilada, aminobenzoato, hexafluortitanato de potássio, butilhidróxitolueno, metilparabeno e propilparabeno	L3C18017 7
Resina composta Transbond® XT		Sílica, Bis-GMA, silano, n-dimetilbenzocaína, hexa-flúor-fosfato	4MK/4BY

Previamente à colagem dos braquetes, no GI, foram realizados os seguintes procedimentos:

- 1) Instalação de abridor de boca (Expandex, ICE, Pirituba, SP, Brasil).
- 2) Profilaxia com pedra pomes e água, com taça de borracha, em baixa rotação, por 10 segundos.
- 3) Lavagem com água e ar por 15 segundos.
- 4) Secagem com jato de ar da seringa tríplice por 10 segundos.
- 5) Isolamento relativo com rolos de algodão.

Os procedimentos de colagem foram realizados em um único dia, pelo mesmo operador, seguindo as recomendações dos fabricantes (ver bula), da seguinte maneira:

- 1) O adesivo autocondicionante foi aplicado sobre a superfície de esmalte por 3 segundos e o excesso removido com suave jato de ar.
- 2) O braquete foi apreendido com o auxílio de pinça porta-braquete (ICE, Pirituba, SP) e a resina Transbond XT foi comprimida na sua base. O acessório foi então posicionado sobre a área de colagem,

pressionando-se até que todo excesso de material escoar-se lateralmente. O excesso foi removido antes da polimerização.

3) A polimerização do material de colagem foi realizada com fonte de luz halógena, por 20 segundos, sendo 10 na face mesial e 10 na face distal. (Figura 1).

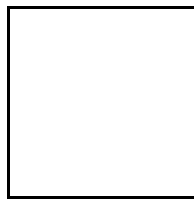


FIGURA 1- Fotopolimerização utilizando aparelho de luz halógena.

Após 24 horas dos procedimentos de colagem, foram realizados os ensaios mecânicos de cisalhamento "in vivo". Foi utilizado o dinamômetro digital portátil (Figura 2). Este equipamento de precisão é utilizado tanto para testes de tração como de compressão. Possui célula de carga que pode ser acoplada a diversos dispositivos de testes. Para este estudo foi adaptada uma extensão que consiste de tubo de aço inoxidável, soldado perpendicularmente a uma plataforma, que foi retida por parafusos à porção superior do aparelho (Figura 3). No interior deste tubo foi feito o prolongamento da célula de carga, com fio de aço inoxidável, de 1,5 mm de diâmetro. Nesta mesma figura pode-se observar a ponta ativa em forma de cinzel na extremidade superior do prolongamento, cuja função é ser adaptada à porção superior da base do braquete, permitindo sua remoção durante o cisalhamento.



FIGURA 2 - Dinamômetro digital portátil.



FIGURA 3 - Prolongamento da célula de carga fixado na parte superior do dinamômetro.

Alicates número 160R (ICE, São Paulo, Brasil) originalmente utilizados para inserção de borrachas de separação de dentes, foram também modificados com a adaptação de chapas de aço inoxidável com sulco central, em suas pontas. Para evitar danos ao esmalte, foi colocada uma borracha na ponta ativa do instrumento. (Figura 4 A e B).

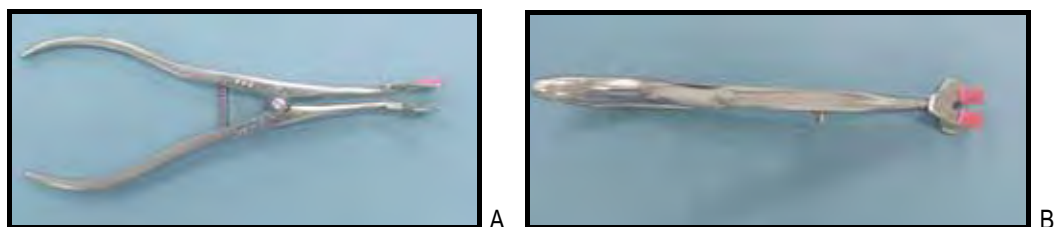


FIGURA 4 A e B – Alicates adaptado para realizar o teste cisalhamento dos braquetes “in vivo”.

Durante os ensaios mecânicos “in vivo”, o alicate foi comprimido, suas as pontas se abriram, ficando apoiadas respectivamente no tubo do dinamômetro e na face oclusal do dente (Figura 5A e 5B). A célula de carga foi então distendida e a ponta ativa de cinzel deslocou o braquete. As cargas de ruptura dos acessórios foram registradas no dinamômetro em Newtons, e posteriormente os valores foram calculados em Megapascal (MPa). À medida que o alicate foi sendo utilizado em um paciente, este era autoclavado para reutilização.



A



B

FIGURA 5A e B – Conjunto alicate/dinamômetro durante ensaios mecânicos “in vivo”.

O dinamômetro ficou acoplado ao computador, que utilizou o programa Lutron 801 (Datalogger system, Modelo SW-U 801- WIN, Versão V0301TW, 3.1.1) (Figura 6), sendo os resultados registrados em planilhas para posterior análise estatística.

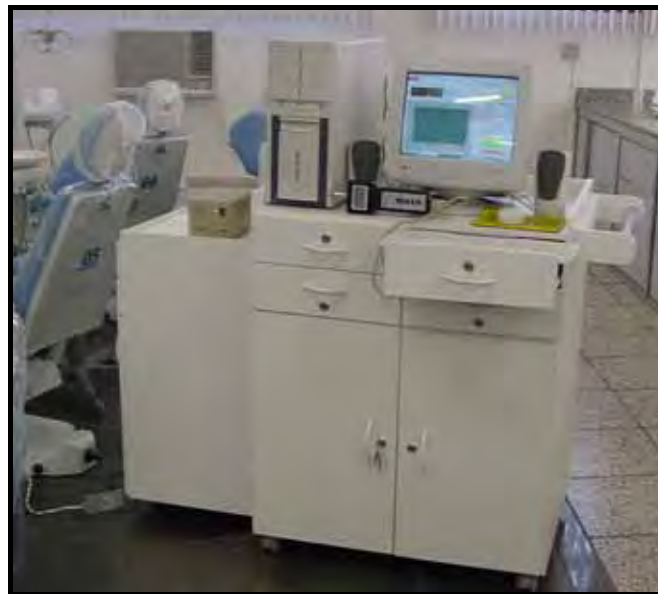


FIGURA 6 - Dinamômetro acoplado ao computador.

Para confecção dos corpos de prova dos GII e GIII foram realizados os seguintes procedimentos:

1) Demarcação da superfície vestibular dos dentes com lápis grafite nas suas maiores dimensões cérvico-oclusal e vestibulo-lingual, para determinar sua porção central.

2) Cada dente foi fixado com cera pegajosa a um esquadro de acrílico, mantendo-se a face vestibular paralela à superfície do mesmo.

3) O conjunto dente/esquadro foi também fixado com cera pegajosa, a um tubo de PVC com 3,6 cm de diâmetro e 4 cm de comprimento, de maneira que ficasse centralizado e a raiz completamente inserida no interior do tubo (Figura 7).



FIGURA 7 - Conjunto dente/esquadro fixado a um tubo de PVC.

4) O tubo de PVC foi preenchido com gesso pedra do tipo IV. A fixação do esquadro garantiu o correto posicionamento do dente durante a reação de presa.

5) Posteriormente o esquadro foi removido, deixando a área delimitada para a colagem perpendicular à base do tubo (Figura 8).





FIGURA 8 - Dente incluído no anel de PVC.

Os dentes montados foram limpos de qualquer resíduo de cera pegajosa e/ou gesso e armazenados em água destilada. Os procedimentos de profilaxia e colagem foram realizados em um único dia, da mesma forma como anteriormente descrito para os testes “in vivo” (Figura 9).



FIGURA 9 – Corpo de prova após colagem do braquete.

Após os procedimentos de colagem, os corpos de prova do GII foram armazenados em água destilada e levados à estufa (Modelo 002CB Fanem Ltda - São Paulo, Brasil) a 37° C por 24 horas. Após este tempo, foram submetidos a termociclagem com 1000 ciclos a temperaturas de 5° e 55° C, por 30 segundos cada banho (Figura 10).



FIGURA 10 – Máquina de termociclagem (modelo MST3, Marcelo Nucci - ME, São Paulo, Brasil).

Os corpos de prova do GIII foram armazenados em água destilada, à temperatura ambiente por 24 horas antes dos ensaios mecânicos.

Os ensaios mecânicos foram realizados do mesmo modo nos GII e GIII, com máquina de ensaios mecânicos MTS 810 com velocidade de 0,5 mm/min (Figuras 11 e 12). A leitura da carga exercida pela máquina foi registrada em N e posteriormente calculada em MPa.



FIGURA 11 – Posicionamento do dispositivo para o teste de cisalhamento.



FIGURA 12 – Máquina de ensaio mecânico MTS 810.

#### **Avaliação do padrão de descolagem**

Após a descolagem foram então feitas fotografias das áreas de colagem, tanto dos dentes submetidos a testes "in vivo" quanto "in vitro", com a Máquina digital Sony Mavica FD 97. As fotografias foram ampliadas 5x para facilitar a visualização (Figuras 13 e 14). As imagens obtidas foram analisadas e classificadas de acordo com o Índice de Adesivo Remanescente (IAR), conforme Quadro 3:

**Quadro 3 - Índice de Adesivo Remanescente**

ÍNDICE	CARACTERÍSTICAS
0	Nenhum remanescente de adesivo sobre o dente
1	Menos de 50% de adesivo remanescente no dente
2	Mais de 50% de adesivo permaneceu no dente
3	Todo o adesivo permaneceu sobre o dente



FIGURA 13 – Foto ampliada para análise do IAR "in vivo".



FIGURA 14 - Foto ampliada para análise do IAR "in vitro"

## Resultados

### b) Análise Descritiva

Para que se conhecessem melhor os dados, inicialmente foi feita a análise descritiva que é apresentada resumidamente na Tabela 1.

**Tabela 1** – Análise descritiva dos ensaios de resistência ao cisalhamento

DESCRIÇÃO	GRUPO		
	I	II	III
Média (MPa)	4,39	7,11	7,35
Mediana (MPa)	4,89	7,10	6,91
Desvio padrão (MPa)	1,64	1,74	2,84
Mínimo (MPa)	1,60	4,60	3,73
Máximo (MPa)	6,65	9,61	13,73
Amostras ensaiadas	10	10	10

A Tabela 1 mostra que o GI apresentou a menor média para a resistência ao cisalhamento e a menor dispersão dos resultados. Já o GIII apresentou a maior média e maior dispersão dos resultados.

Pode ser observado que não há nenhum "outlier" (Gráfico 1).

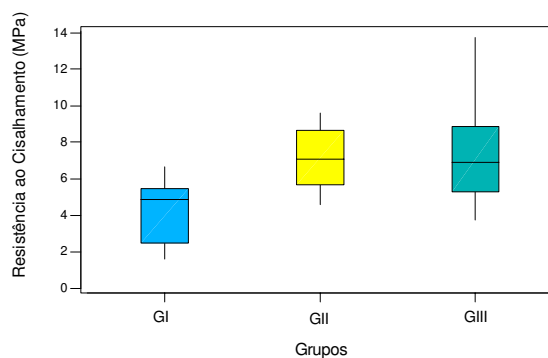


GRÁFICO 1 – Diagrama em caixas (“box-plot”) da resistência ao cisalhamento por grupo (GI=Gauge In Vivo; GII=MTS com termociclagem; GIII=MTS sem termociclagem) com a luz Halógena.

**b) Análise de Variância (ANOVA)**

**Tabela 2** - Comparação dos Grupos GI, GII e GIII utilizando a luz halógena

FONTES DE VARIACÃO	GRAUS DE LIBERDADE	SOMA DE QUADRADOS	QUADRADO MÉDIO	ESTATÍSTICA DE TESTE F	VALOR - p
GRUPOS	2	54,18	27,09	5,91	0,007
Erro	27	123,85	4,59		
Total	29	178,03			

Pela Tabela 2, verifica-se que o valor-p (0,007) foi menor do que nível de significância (0,05), portanto a hipótese nula foi rejeitada, ou seja, pelo menos uma das médias é diferente das demais.

Para verificar qual media diferente das demais foi utilizado o teste de comparações múltiplas de Tukey.

**Tabela 3** - Teste de Tukey

COMPARAÇÕES	INTERVALO DE 95% DE CONFIANÇA	
	limite inferior	limite superior
G I x G II	-5,098	-0,344
G I x G III	-5,342	-0,588
G II X G III	-2,621	2,133

Pela Tabela 3, verifica-se que existe diferença significativa entre as médias do grupo G I com G II e do grupo G I com G III (o zero não está contido no intervalo). Comparando o grupo G II com o G III verifica-se que não houve diferença significativa (o zero está contido no intervalo). Portanto, somente a média do grupo G

I (4,39 MPa) se difere das médias dos outros grupos (G II = 7,11 MPa e G III=7,35 MPa), conforme pode ser verificado no Gráfico 1.

#### Avaliação do padrão de descolagem

A Tabela 4 e o Gráfico 2 apresentam os índices de adesivo remanescente (IAR), onde pode ser observada a frequência de cada um deles.

**Tabela 4** – Distribuição dos Índices de Adesivo Remanescente (IAR) por grupo

ÍNDICE	GRUPO		
	I	II	III
0	0	2	3
1	2	6	4
2	2	2	1
3	6	0	1

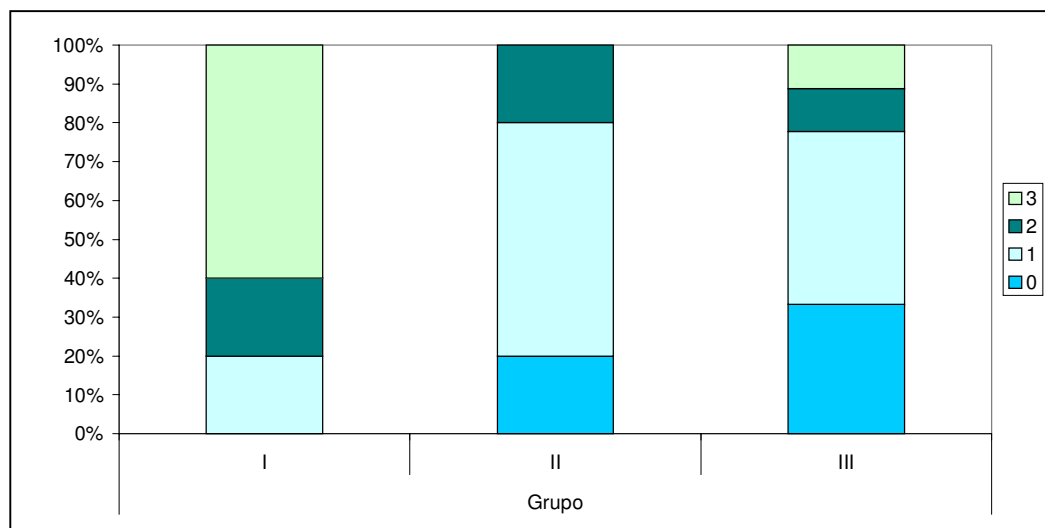


GRÁFICO 2 – Distribuição dos Índices de Adesivo Remanescente (IAR) por grupo.

Foram construídos gráficos de dispersão da resistência ao cisalhamento versus IAR para cada um dos três grupos GI, GII e GIII para avaliar dentro de cada grupo como a resistência ao cisalhamento está relacionada com o IAR.

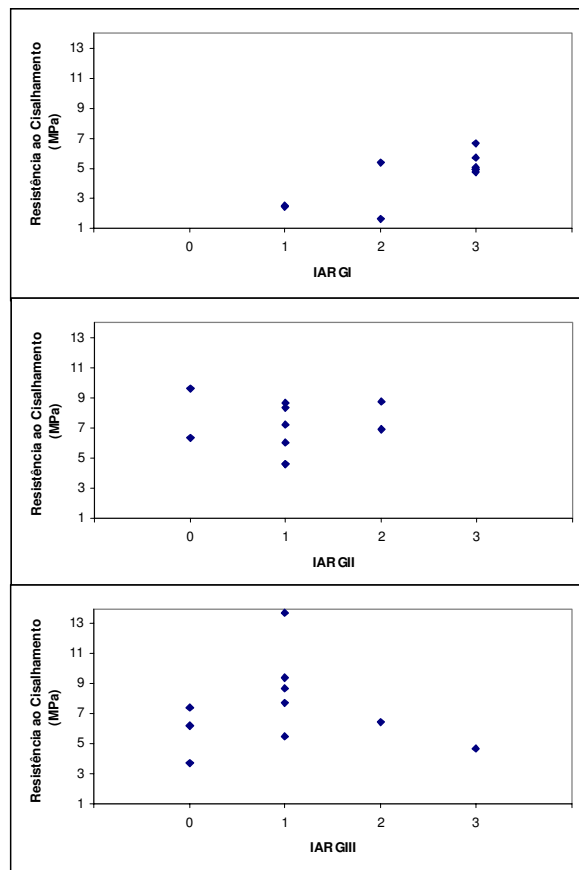


GRÁFICO 3 - Índices de Adesivo Remanescente (IAR) versus Resistência ao Cisalhamento.

Analisando o Gráfico 3 não se observa nenhum tipo de relação linear entre resistência ao cisalhamento e IAR. Mas nota-se que, no GI as maiores resistências se encontram no índice 3, que foi o que apresentou maior frequência. No GII a maior frequência foi para o índice 1 que apresentou resistências que variam aproximadamente de 5 MPa a 10 MPa.

Já o GIII apresenta uma maior freqüência no nível 1 apresentando as resistências mais altas deste grupo.

## **DISCUSSÃO**

Observa-se atualmente no mercado o aumento da utilização de resinas fotopolimerizáveis para fixação de acessórios ortodônticos. Uma das vantagens destes materiais é o maior tempo para posicionamento dos braquetes<sup>7</sup>. O aparelho fotopolimerizador de luz halógena ainda é o mais freqüentemente utilizado clinicamente<sup>10</sup>. Quando este aparelho é acionado, emite uma luz incandescente que gera calor. Dentre os fatores que podem influenciar o grau de polimerização está o tempo de fabricação, que ficou armazenado na dental, de polimerização e de pós-polimerização<sup>24</sup>. Caso o tempo de polimerização seja muito prolongado, esta poderá gerar muito calor e o tecido pulpar sofrer alterações danosas. Kurachi et al.<sup>14</sup> (1999) ao verificarem o efeito do tempo de utilização da luz halógena por 40 segundos, observaram que poderia ocorrer variação de temperatura crítica, levando a danos pulpares irreversíveis. Desta forma, neste trabalho foi utilizado o tempo de polimerização de 20 segundos, sendo 10 segundos na face mesial e 10 segundos na face distal do braquete. Este tempo foi considerado eficiente para colagem de acessórios ortodônticos<sup>20</sup>.

Correr Sobrinho et al.<sup>7</sup> (2002) avaliaram a resistência ao cisalhamento de braquetes após 10 minutos e 24 horas da colagem. Os valores obtidos no período de 24 horas foram maiores em relação aos de 10 minutos. De acordo com estes autores, o tempo de 24 horas é o mais freqüentemente utilizado em pesquisas que avaliam a resistência de união de braquetes ortodônticos. Apesar desta condição experimental ser conveniente em laboratório, isto não reflete as condições clínicas ortodônticas, onde o arco é normalmente colocado após a colagem dos braquetes. Com o aparelho



digital portátil, existe a possibilidade de realizar com mais facilidade estes ensaios mecânicos imediatamente após a colagem<sup>13,21</sup>.

Os resultados deste estudo indicaram que o valor da resistência ao cisalhamento "in vivo" (GI = 4,39 MPa) foi menor que o GII (7,11 MPa) e o GIII (7,35 MPa). Picket et al.<sup>21</sup> (2001) utilizando metodologia semelhante à deste trabalho encontraram 5,47 MPa para o grupo com ensaios "in vivo". Para o grupo realizado em máquina universal de ensaios mecânicos, sem termociclagem, encontraram 11,02 MPa. Entretanto é preciso estabelecer qual o valor necessário para a movimentação ortodôntica, pois valores entre 2,86 MPa a 7,85 MPa são relatados como suficientes para que sejam executadas movimentações ortodônticas<sup>7,23</sup>.

Um dos aspectos que pôde ser analisado nesta pesquisa foi a influência da termociclagem na análise da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com adesivo autocondicionamento e resina fotopolimerizados com luz halógena. O teste de Tukey (Tabela 3) mostrou que o grupo termociclado (GII) e o não termociclado (GIII) não foram diferentes, assim como nos achados de Francisconi et al.<sup>9</sup> (2000). Entretanto, ao analisar a Tabela 1, verificamos que o desvio padrão do GII foi menor que o GIII, sendo este um fator importante a ser considerado.

No Gráfico 2, pode-se observar que no GI o índice 3 ocorreu com maior frequência e o índice 0 não ocorreu. O GII apresentou maior frequência do índice 1 e o índice 3 não ocorreu. O GIII apresentou as maiores frequências para os índices 0 e 1 e o índice 3 também não ocorreu. Verifica-se que a maior parte das falhas no grupo cujo método de ensaio utilizado foi com dinamômetro "in vivo", foi na interface adesivo/braquete. Isto poderia ser explicado porque há um estrangulamento da resina que fica entre a malha do braquete, tornando

esta área mais frágil. Este tipo de fratura é freqüentemente encontrado na clínica, sendo uma ocorrência desejável porque se a fratura ocorrer na interface esmalte/resina, poderão haver danos ao esmalte<sup>19</sup>. Ao utilizar o mesmo sistema adesivo deste trabalho, Buyukyilmaz et al.<sup>4</sup> (2003) também observaram maior freqüência do índice 3, tendo sido também este o achado quando foi utilizado o sistema convencional de colagem de braquetes, com ácido fosfórico a 37%. No Gráfico 3 pode-se verificar que não houve relação entre os valores da resistência ao cisalhamento e o IAR.

Os achados obtidos no presente estudo indicam que muito ainda deve ser investigado a respeito de metodologias de ensaios mecânicos principalmente para avaliação dos valores aceitáveis de resistência dos acessórios ortodônticos.

## **Conclusões**

Os resultados permitiram concluir que:

- 4) A média dos resultados mecânicos conduzidos "in vivo" foi menor em relação aos ensaios "in vitro".
- 5) Não houve diferenças na resistência ao cisalhamento entre os grupos "in vitro" termociclado e não termociclado.
- 6) Não houve relação entre tensão de ruptura e tipo de falha.

---

"In vivo" and "in vitro study, with or without thermocycling, of shear bond strength of brackets bonded with halogen light.

---

## Abstract

The purpose of this research was to assess the strength of metallic brackets bonded to human teeth, with light-curing resin with halogen light, by means of mechanical tests of shear bond strength. For this comparison "in vivo" tests with a portable digital dynamometer and "in vitro" tests with Universal testing machine were performed, with and without thermocycling, complemented by Adhesive Remaining Index (ARI). Edgewise standard brackets (Abzil) were bonded using Transbond Plus Self Etching Primer (SEP) and Transbond XT resin. Three groups of ten teeth each have been formed. In GI the brackets were bonded to second premolars in the patients' mouths. In GII and GIII the brackets were bonded to first premolars extracted for orthodontic reasons. The mechanical tests of GI were performed 24 hours after the polymerization, directly in the patients' mouths with a portable digital dynamometer. In GII the specimens were stored in distilled water and taken to sterilizer at 37°C for 24 hours and afterwards, submitted to thermocycling with 1000 cycles at 5 and 55° C. In GIII the specimens were stored in distilled water at room temperature for 24 hours, and then submitted to mechanical tests. The average values of the shear strength in Megapascal were: GI=4,39; GII=7,11 and GIII=7,35. Pictures of the bonding areas in both "in vivo" and "in vitro" samples were taken after the tests and they were amplified 5 times to be better visualized. The images obtained were analyzed, classified according to IAR and it was verified, by means of dispersion graphs, the relation between the shear bond strength and this index. The results suggested that the average of the "in vivo" mechanical tests was statistically lower than the "in vitro" tests. There were no differences in the "in vitro" shear bond strength between the thermocycled and non-thermocycled groups. There was no relation between shearing stress and kind of failure.

Key words: Shear bond strength. Light. Universal testing machine. Thermocycling. Portable digital debonding device.

---

## REFERÊNCIAS

1. ARNOLD, R.W.; COMBE, E.C.; WARFORD, J.H. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v.122, n.3, p.122-274, Sept. 2002.
2. BARGHI, N.; BERRY, T.; MATTON, C. Evaluating intensity output of curing lights in private dental offices. **J Am Dent Assoc**, v.25, n.7, p.992- 996, July 1994.

3. BRISO, A.L. et al. Avaliação da intensidade luminosa produzida por unidades fotopolimerizadoras e grau de satisfação dos profissionais em empregá-las. **J Bras Dent Estet**, Curitiba, v.2, n.7, p.212-216, jul./set. 2003.
4. BUYUKYILMAZ, T. USUMEZ, S., KARAMAN, A.I. Effect of self-etching primers on bond strength – are they reliable? **Angle Orthod.**, Appleton, v. 73, n. 1, p. 64-70, Feb. 2003.
5. CAL-NETO, J.P., MIGUEL, J.A.M., ZANELLA, E. Effect of a self-etching primer on shear bond strength of adhesive precoated brackets in vivo. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 76, n. 1, p. 127-131, Jan. 2006.
6. CAMPISTA, C. ; CHEVITARESE, O. V. Comparação de três sistemas adesivos dentários quanto a resistência ao cisalhamento da colagem em pré-molares, **J. Bras. Ortodon. Ortop. Facial**, Curitiba, v. 8, n.43, p. 59-66, jan./fev. 2003.
7. CORRER SOBRINHO, L. et al. Influência do tempo pós-fixação na resistência ao cisalhamento de braquetes colados com diferentes materiais. **Pesqui. Odontol. Bras.** São Paulo, v. 16, n. 1, p. 43-49, jan./mar. 2002.
8. DOMINGUEZ, G.C. et al. Self-etching primer – resistência confiável na colagem de acessórios ortodônticos? Estudo clínico. **Rev. Ortodontia SPO**, São Paulo, v.38, n.1, p.10-15, jan./mar. 2005.
9. FRANCISCONE, P.A.S. et al. Influência da termociclagem na análise da resistência ao cisalhamento do cimento de ionômero de vidro (Fuji Ortho LC) e da resina composta (Concise Ortodôntico) utilizados na colagem de braquetes ortodônticos. **Rev FOB**, Bauru, v.8, n.3/4, p.9-14, jul./dez. 2000.
10. FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, Bauru, v.1, n.2, p.8-61, mar./abr. 2003.
11. GARCIA, F.C.P. et al. Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev Fac Odontol Bauru**, Bauru, v.10, n.3, p.118-127, 2002.
12. GALE, M.S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **J Dent**, Bristol, v.27, n.2, p.89-99, Feb. 1999.

13. HUBERT, E.A.R.B. et al. Desenvolvimento de instrumental apropriado para medir a força de descolagem de braquetes ortodônticos, in vivo. **J Bras Ortodon Ortop Facial**, Curitiba, v.6, n.33, p.227-233, mai./jun. 2001.
14. KURACHI, C et al. Human teeth exposed to argon laser irradiation: determination of power-time-temperature working conditions. **J Clin Laser Med Surg**, New York, v.17, n.6, p.255-259, Dec. 1999.
15. KUSY, R.P. Commentary on Dr. Wiltshires's article: When is stronger better? **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.106, n.2, p.17A, Aug. 1994. Letters.
16. MIYAZAKI, M.; SATO, M.; ONOSE, H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. **Oper Dent**, Seattle, v.25, n.2, p.75-80, Mar/Apr. 2000.
17. O'BRIEN, K.D. et al. A visible light activated direct-bonding material: an in vivo comparative study. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.95, n.4, p.348-351, Apr. 1989.
18. OLIVEIRA, W.J.; SILVA JÚNIOR, A.L.; GUIMARÃES, F.M. Avaliação da resistência adesiva de braquetes em esmalte utilizando adesivos autocondicionantes. **Rev Clin Ortodon Dental Press**; Maringá, v.4, n.1, p.84-92, fev./mar. 2005.
19. PENIDO, S.M.M.O., et al. Avaliação da resistência ao cisalhamento de braquetes reciclados e novos recolados. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.**, Maringá, v.3, n.6, p.45-51, Nov./Dez. 1998.
20. PENIDO, S.M.M.O. et al. Efeito de diferentes tempos de polimerização na resistência ao cisalhamento de adesivo ortodôntico. In: ENCONTRO DO GRUPO BRASILEIRO DE PROFESSORES DE ORTODONTIA E ODONTOPEDIATRIA, 15., 2005. **Livro Anual ...**, Santos: Type Artes Gráficas, 2005. p.92-97.
21. PICKETT, K.L. et al. Orthodontic "in vivo" bond strength: comparison with "in vitro" results. **Angle Orthod**, Appleton, v.71, n.2, p.141-148, Apr. 2001.

22. RETIEF, D.H. Standardizing laboratory adhesion tests. **Am J Dent**, San Antonio, v.4, n.5, p.231-236, Oct. 1991.
23. REYNOLDS, I.R. A review of direct orthodontic bonding. **Br J Orthod**, London, v.2, n.3, p.171-178, 1975.
24. SANTOS, L.A. et al. Microdureza de resina composta: efeito de aparelhos e tempos de polimerização em diferentes profundidades. **Pesq Odont Bras**, São Paulo, v.14, n.1, p.65-70, jan./mar. 2000.
25. SEIXAS, M.M.D. **Estudo de propriedades físicas de materiais adesivos ortodônticos**. 2005. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais)-Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2005.

## **Estudo "in vivo" e "in vitro", da resistência ao cisalhamento de braquetes colados com fonte de luz halógena e LED<sup>♦</sup>.**

Sérgio Milton Martins de Oliveira Penido<sup>\*</sup>, Cláudia Valéria de Sousa Resende Penido<sup>\*\*</sup>, Ary dos Santos-Pinto<sup>\*\*\*</sup>, Luiz Gonzaga Gandini Júnior<sup>\*\*\*</sup>, Vanderlei Salvador Bagnato<sup>\*\*\*\*</sup>

### Resumo

Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência ao cisalhamento, "in vivo" e "in vitro", de braquetes metálicos (Abzil Lancer) colados em dentes humanos com material adesivo polimerizado com luz halógena e LED. Os braquetes foram colados em 60 pré-molares formando seis grupos. Nos Grupo I e II os braquetes foram colados nos segundos pré-molares respectivamente no lado direito e esquerdo dos pacientes. A polimerização do material adesivo foi com a fonte de luz de LED para o GI e luz halógena para o GII. Nos demais grupos os braquetes foram colados em primeiros pré-molares superiores e inferiores extraídos por motivos ortodônticos. A polimerização realizada nos grupos III e V foi com o aparelho de LED enquanto que nos grupos IV e VI com luz halógena. Nos Grupos I e II testes de cisalhamento foram realizados utilizando-se dinamômetro digital portátil diretamente na boca dos pacientes. Os grupos III, IV, V e VI foram armazenados em água destilada e levados a estufa a 37° C por 24 horas e posteriormente, submetidos a termociclagem, com 1000 ciclos a 5 e 55°C. Posteriormente, nos grupos III e IV, utilizou-se máquina universal de ensaios mecânicos e nos grupos IV e VI os ensaios mecânicos foram realizados com dinamômetro digital. Os valores médios da

---

<sup>♦</sup> A ser submetido à **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá.

<sup>\*</sup> Doutorando em Clínicas Odontológicas – Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

<sup>\*\*</sup> Professor Adjunto III – Faculdade de Odontologia – PUC Minas.

<sup>\*\*\*</sup> Professor Adjunto, Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP.

<sup>\*\*\*\*</sup> Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo.

resistência ao cisalhamento em MPa foram de: GI = 3,65; GII = 4,39; GIII = 6,45; GIV = 7,11; GV = 4,67; GVI = 4,21. Após a descolagem foram realizadas fotografias das áreas de colagem. As imagens obtidas foram ampliadas 5x, analisadas e classificadas de acordo com o índice de Adesivo Remanescente (IAR). Os resultados permitiram concluir que a fonte de luz LED ou halógena não interferiu nos resultados dos testes mecânicos "in vivo" ou "in vitro". Os testes realizados com equipamento portátil digital tiveram valores médios significativamente menores em relação àqueles realizados em máquina de ensaios mecânicos universal. Não houve relação definida entre carga de ruptura e tipo de falha.

Palavras-chave: Resistência ao cisalhamento. Luz. Dinamômetro portátil digital. Braquetes ortodônticos. Resinas compostas.

## INTRODUÇÃO

A adesão eficaz da resina composta às estruturas dentais mineralizadas tem sido um desafio aos clínicos e pesquisadores da área odontológica. A eficiência do sistema de adesão é de fundamental importância na colagem de acessórios ortodônticos, porque braquetes que se soltam durante o tratamento implicam em prejuízo tanto para o paciente quanto para o ortodontista<sup>2</sup>.

Os últimos anos foram marcados pelo aparecimento de novas resinas compostas com melhores características mecânicas e de manuseio<sup>1</sup>. A cada novo sistema adesivo lançado, a promessa de uma maior força de adesão é encorajada<sup>3,8,14</sup>. Além disto, foram desenvolvidos novos foto-iniciadores, que passaram do sistema de cura química para o sistema de cura por meio de luz visível. Dentre as vantagens dos



sistemas adesivos fotopolimerizáveis podem ser citadas a facilidade de uso e de posicionamento dos braquetes<sup>5</sup>. As lâmpadas halógenas, utilizadas em conjunto com filtros ópticos foram os primeiros equipamentos que surgiram. Esta tecnologia de geração de luz, desenvolvida juntamente com as primeiras resinas está sendo usada até os dias de hoje.

As características e propriedades finais do material de colagem dependem diretamente do grau de cura e poderão variar de acordo com a quantidade de ligações cruzadas estabelecidas entre as cadeias da matriz orgânica, influenciadas, dentre outros fatores, pela composição da resina composta, região do espectro emitido pela fonte de luz, intensidade de luz, distância fonte de luz–resina composta e tempo de irradiação<sup>10,11,18</sup>. A polimerização da resina ocorre quando o elemento fotoiniciador, principalmente a canforoquinona (CQ), presente na maioria dos materiais fotopolimerizáveis, absorve a luz emitida pelos aparelhos e desencadeia o processo químico que resulta no endurecimento característico<sup>15,16,17</sup>. A curva de absorção da CQ estende-se de 360 nm a 520nm do espectro eletromagnético visível e o pico da curva está em torno de 465nm<sup>9</sup>. Assim, a melhor fonte de luz para fotopolimerização destes compostos é aquela cuja emissão mais se aproxima da curva de absorção da CQ. Isto não ocorre com os aparelhos de luz halógena, pois somente uma parte da luz emitida será aproveitada no processo da fotopolimerização<sup>7</sup>.

Novas fontes de luz têm sido desenvolvidas para ativação da polimerização<sup>4</sup>. Dentre as fontes alternativas na utilização de polimerização de resinas dentais, pode-se citar o LED (*Light-Emitting Diode*)<sup>7</sup>. LED é diodo emissor de luz com diversas aplicações na vida cotidiana tais como: semáforos, painéis de anúncio e de equipamentos eletrônicos, como os celulares. Devido a algumas características especiais, esta tecnologia tem sido estudada para a polimerização de resinas compostas dentais. Dentre estas características específicas podem ser citados o alto tempo de vida útil, sem perda de rendimento, baixo aquecimento e o principal, melhor custo/benefício pois a emissão espectral deste aparelho coincide com o fotoiniciador das resinas compostas, resultando num menor gasto de energia<sup>4</sup>.

Para avaliar a resistência de materiais adesivos normalmente são feitos testes “in vitro” utilizando máquina de ensaios mecânicos universal. Os resultados são baseados em condições experimentais diferentes do meio bucal<sup>6</sup>. Para realizar estes procedimentos diretamente na boca dos pacientes existe a possibilidade de utilizar o aparelho denominado dinamômetro digital portátil<sup>12</sup>.

O objetivo desta pesquisa foi comparar a resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados em pré-molares humanos com resina composta fotopolimerizada com duas diferentes fontes de luz, halógena e LED, utilizando dois ensaios mecânicos, “in vivo” com equipamento portátil digital e “in vitro” com máquina de ensaios mecânicos universal. Como análise complementar foi utilizado o IAR.

## MATERIAL E MÉTODO

Os experimentos desta pesquisa foram realizados em 60 pré-molares superiores e inferiores humanos, em cujas superfícies vestibulares foram colados braquetes ortodônticos para pré-molares Edgewise Standard (Abzil, São José do Rio Preto, SP, Brasil). Os materiais utilizados para colagem, nomes comerciais, distribuidores e composição estão apresentados no Quadro 1.

**Quadro 1** - Apresentação dos materiais.

MATERIAL	DISTRIBUIDOR	COMPOSIÇÃO	LOTE
<b>Adesivo Transbond® Plus Self Etching Primer (SEP)</b>	3M Unitek, Monrovia, California	Mono e di-hema-fosfato, canforoquinona, água destilada, aminobenzoato, hexafluortitanato de potássio, butilhidróxitolueno, metilparabeno e propilparabeno	L3C180177
<b>Resina composta Transbond® XT</b>		Sílica, Bis-GMA, silano, n-dimetilbenzocaina, hexa-flúor-fosfato	4MK/4BY

A pesquisa foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da UNESP – Araraquara, protocolo 03/05.

Após exame clínico e radiográfico, foram selecionados os dentes que se apresentavam totalmente irrompidos, sem danos à superfície de esmalte e sem problemas endodônticos. A faixa etária dos pacientes que foram submetidos aos testes ou que doaram os dentes foi de 12 a 16 anos

de idade. Não foram eliminados pacientes devido ao tipo de maloclusão, raça ou gênero.

Do total da amostra, 40 primeiros pré-molares superiores e inferiores extraídos por razões ortodônticas, foram utilizados para testes "in vitro". Em 20 segundos pré-molares superiores os testes mecânicos de cisalhamento foram realizados diretamente na boca dos pacientes. Foram assim formados 6 grupos de 10 dentes cada, sendo que nos Grupos I, III e V, a polimerização do material de colagem dos braquetes foi realizada com fonte de luz LED e nos Grupos II, IV e VI, com luz halógena (Quadro 2).

**Quadro 2** - Apresentação dos grupos.

<b>GRUPO</b>	<b>FONTE DE LUZ</b>	<b>FORMA DO ENSAIO MECÂNICO</b>
<b>GI</b>	LED	Dinamômetro digital "in vivo" (Gauge "in vivo")
<b>GII</b>	Halógena	
<b>GIII</b>	LED	Máquina de ensaios mecânicos MTS 810 (MTS)
<b>GIV</b>	Halógena	
<b>GV</b>	LED	Dinamômetro digital "in vitro" (Gauge "in vitro")
<b>GVI</b>	Halógena	

No Quadro 3 são apresentados os aparelhos fotopolimerizadores utilizados na pesquisa.

**Quadro 3** - Equipamentos utilizados para polimerização.

<b>FONTE DE LUZ</b>	<b>INTENSIDADE DE LUZ</b>	<b>MODELO</b>	<b>FABRICANTE</b>
LED	1000 mW/cm <sup>2</sup>	LEC 1000 protótipo	MM Optics
Luz halógena	500 mW/cm <sup>2</sup>	OptiLight Plus N <sup>o</sup> série 4214939038	Gnatus

Para a condução dos ensaios "in vivo", nos Grupos I e II, foi instalado de abridor de boca (Expandex, ICE, Pirituba, SP, Brasil) e então feita profilaxia com pedra pomes e água, com taça de borracha, em baixa rotação, por 10 segundos. Após, os dentes foram lavados com água e ar por 15 segundos e secos com jato de ar da seringa tríplice por 10 segundos. Então foi realizado isolamento relativo com rolos de algodão. Os procedimentos de colagem foram realizados em um único dia, pelo mesmo operador, da seguinte maneira:

1) O adesivo autocondicionante foi friccionado sobre a superfície de esmalte por 3 segundos e o excesso removido com suave jato de ar.

2) O braquete foi apreendido com o auxílio de pinça porta-braquete (ICE, Pirituba, SP) e a resina Transbond XT foi comprimida na sua base. O acessório foi então posicionado sobre a área de colagem, pressionando-se até todo excesso de material escoar-se lateralmente. O excesso foi removido antes da polimerização.

3) A polimerização foi realizada nos dentes do lado direito (GI) com fonte de luz LED e do lado esquerdo (GII) com fonte de luz halógena.

O material de colagem foi polimerizado por 20 segundos, sendo 10 na face mesial e 10 na face distal. (Figura 1).



A



B

FIGURA 1 - Fotopolimerização utilizando respectivamente aparelho de LED (A) e fonte de luz halógena (B).

Após 24 horas dos procedimentos de colagem, foram realizados os ensaios mecânicos de cisalhamento diretamente na boca dos pacientes. Para tanto, foi utilizado um conjunto alicate/dinamômetro digital portátil, especialmente adaptado para ensaios mecânicos na área odontológica. Durante estes ensaios, ao se comprimir o alicate suas pontas se abrem, ficando apoiadas respectivamente no tubo do dinamômetro e na face oclusal do dente. A célula de carga foi então distendida até o deslocamento do braquete (Figura 2).



FIGURA 2 - Conjunto alicate/dinamômetro durante ensaios mecânicos "in vivo".

O dinamômetro ficou acoplado ao computador, que utilizou o programa Lutron 801 (Datalogger system, Modelo SW-U 801 – WIN, Versão V030TW, 3.1.1). O valor da carga de ruptura foi registrado no aparelho em Newtons e posteriormente calculado em Megapascal (MPa). Os resultados foram registrados em planilhas para posterior análise estatística.

Para realização dos ensaios "in vitro", cada dente pertencente aos Grupos III, IV, V e VI foi fixado com cera pegajosa a um esquadro de acrílico, mantendo-se a face vestibular paralela à superfície do mesmo. A seguir, o conjunto dente/esquadro foi também fixado com cera pegajosa a um tubo de PVC com 3,6 cm de diâmetro e 4 cm de comprimento, de maneira que o dente ficasse centralizado e a raiz completamente inserida no interior do tubo (Figura 3).



FIGURA 3 - Conjunto dente/esquadro fixado a um tubo de PVC.

O tubo de PVC foi preenchido com gesso pedra do tipo IV. A fixação do esquadro garantiu o correto posicionamento do dente durante a reação de presa. Posteriormente o esquadro foi removido, deixando a face vestibular perpendicular à base do tubo (Figura 4).



FIGURA 4 - Dente incluído nos anel de PVC.

Os dentes montados foram limpos de qualquer resíduo de cera pegajosa e/ou gesso e armazenados em água destilada. Os procedimentos de profilaxia e colagem foram realizados em um único dia, da mesma forma como anteriormente descrito para os testes “in vivo”, sendo que nos Grupos III e V a polimerização foi feita com luz LED e nos Grupos IV e VI com luz halógena (Figura 5).



FIGURA 5 – Corpo de prova após colagem do braquete.

Após os procedimentos de colagem, os corpos de prova foram armazenados em água destilada e levados a estufa (Modelo 002CB - Fanem Ltda - São Paulo, Brasil) a 37° C por 24 horas. Após este tempo, foram submetidos a termociclagem (1000 ciclos, temperaturas de 5° e 55° C, 30 segundos cada banho) (Figura 6).





FIGURA 6 – Máquina de termociclagem (modelo MST3, Marcelo Nucci - ME, São Paulo, Brasil).

Os testes de cisalhamento dos Grupos III e IV foram realizados em máquina de ensaios mecânicos MTS 810 com velocidade de 0,5 mm/min (Figuras 7 e 8). A leitura da carga exercida pela máquina foi registrada em Newtons (N) e posteriormente calculada em Megapascal (MPa).



FIGURA 7 – Posicionamento do dispositivo para o teste de cisalhamento nos Grupos III e IV.



FIGURA 8 – Máquina de ensaio mecânico MTS 810.

Para os testes de cisalhamento dos grupos V e VI, os corpos de prova foram adaptados a uma bancada por meio de uma morsa. O conjunto alicate/dinamômetro digital portátil posicionados e os ensaios conduzidos como descrito para os Grupos I e II (Figuras 9 e 10).

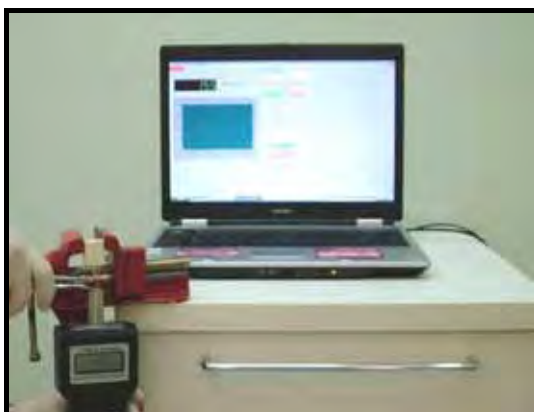


FIGURA 9 – Dinamômetro acoplado ao computador.



FIGURA 10 - Posicionamento do dispositivo para o teste de cisalhamento nos Grupos V e IV.

#### **Avaliação do padrão de descolagem**

Após a descolagem foram então feitas fotografias das áreas de colagem, tanto dos dentes submetidos a testes “in vivo” quanto “in vitro”, com a Máquina digital Sony Mavica FD 97. As fotografias foram ampliadas 5x para facilitar a visualização (Figuras 11 e 12). As imagens obtidas foram analisadas e classificadas de acordo com o Índice de Adesivo Remanescente (IAR), conforme Quadro 4:

**Quadro 4 - Índice de Adesivo Remanescente.**

ÍNDICE	CARACTERÍSTICAS
0	Nenhum remanescente de adesivo sobre o dente
1	Menos de 50% de adesivo remanescente no dente
2	Mais de 50% de adesivo permaneceu no dente
3	Todo o adesivo permaneceu sobre o dente



FIGURA 10 – Foto ampliada para análise do IAR – teste "in vivo"

#### RESULTADOS

##### a) Análise Descritiva

Para que se conhecessem melhor os dados, inicialmente foi feita a análise descritiva que é apresentada resumidamente na Tabela 2.

**Tabela 1** – Análise descritiva dos ensaios de resistência ao cisalhamento

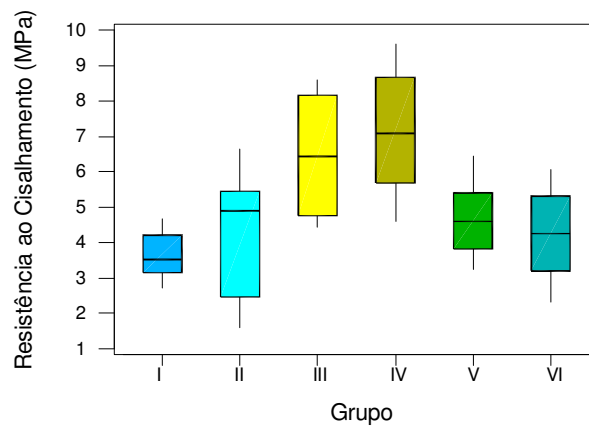
DESCRIÇÃO	GRUPO					
	I	II	III	IV	V	VI
Média (MPa)	3.65	4.39	6.45	7.11	4.67	4.21
Mediana (MPa)	3.52	4.90	6.45	7.08	4.61	4.27
Desvio padrão (MPa)	0.63	1.64	1.69	1.73	1.00	1.18
Coefficiente de variação (%)	17.32	37.30	26.16	24.41	21.42	27.93
Mínimo (MPa)	2.72	1.60	4.45	4.60	3.25	2.34
Máximo (MPa)	4.67	6.65	8.59	9.61	6.45	6.07
Amostras ensaiadas	10	10	10	10	10	10

A Tabela 1 mostra que o GI apresentou a menor média para a resistência ao cisalhamento e a menor dispersão dos resultados. O GIV apresentou a maior média e a maior dispersão dos resultados.



FIGURA 11 – Foto ampliada para análise do IAR – teste "in vitro".

Verificou-se também a ausência de valores discrepantes, ou “outliers”



(Gráfico1):

GRÁFICO 1 – Diagrama em caixas (“box-plot”) da resistência ao cisalhamento por grupo.

**b) Análise de Variância (ANOVA)**

Tabela 2 - Comparação da resistência ao cisalhamento em relação às diferentes fontes de luz e tipos de ensaio mecânico

FONTE DE VARIÇÃO	GRAUS DE LIBERDADE	SOMA DE QUADRADOS	QUADRO MÉDIO	ESTATÍSTICA DE TESTE F	VALOR -p
Fonte de Luz	1	1,43	1,43	0,76	0,387
Ensaio Mecânico	2	88,43	44,22	23,44	0,000
Interação	2	4,46	2,23	1,18	0,314
Erro	54	101,85	1,89		
Total	59	196,18			

Na análise de variância de dois critérios, começou-se testando a hipótese nula, de que não há interação entre os dois fatores. Pela Tabela 2, verifica-se que o valor-p da interação é 0,314 que é maior do que o nível de significância (0,05). Portanto, a hipótese nula não é rejeitada, ou seja, não há interação entre os dois fatores. Em outras palavras, o efeito da fonte de luz não se modifica conforme a categoria do fator ensaio mecânico.

Ao observar a Tabela 2, verifica-se que o fator fonte de luz não é significativo, pois o valor-p (0,387) foi maior do que o nível de significância estipulado (0,05), ou seja, a fonte de luz não influencia na resistência ao cisalhamento.

Já o fator ensaio mecânico foi significativo, pois o valor-p (0,000) foi menor do que 0,05, isto é, o tipo de ensaio mecânico influenciou na resistência ao cisalhamento.

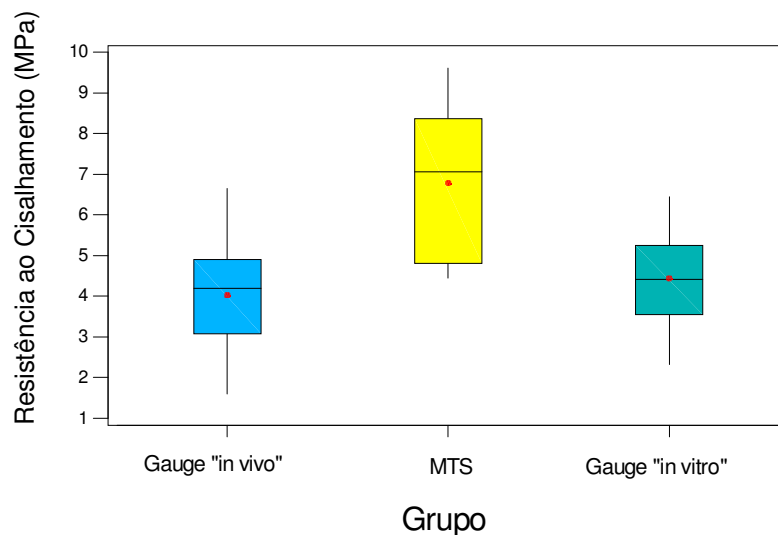


GRÁFICO 2 – Diagrama em caixas (“box-plot”) da resistência ao cisalhamento pelo fator ensaio mecânico sendo Gauge "in vivo", MTS e Gauge "in vitro".

Para verificar qual(is) grupo(s) difere(m) dos demais foi utilizado o t - Teste de Tukey (Tabela 3)

**Tabela 3 - Teste de Tukey**

COMPARAÇÕES	INTERVALO DE 95% DE CONFIANÇA	
	limite inferior	limite superior
Gauge in vivo x MTS	-3,804	-1,714
Gauge in vivo x Gauge in vitro	-1,464	0,627
MTS X Gauge in vitro	1,295	3,386

Pela Tabela 3, verifica-se que existe diferença significativa entre as médias do grupo Gauge "in vivo" com MTS in vitro e do grupo MTS com Gauge in vitro, pois o zero não está contido no intervalo. O grupo Gauge in vivo comparado com o Gauge in vitro não apresentou diferença significativa (o zero está contido no intervalo). Portanto, apenas a média do grupo MTS que é igual a 6,77 MPa se difere das demais (média Gauge "in vivo" = 4,02 MPa e Gauge "in vitro" = 4,43 MPa), O Gráfico 2 ilustra os dados obtidos.

#### **Avaliação do padrão de descolagem**

A Tabela 4 e o Gráfico 3 apresentam os índices de adesivo remanescente (IAR), onde pode ser observada a frequência de cada um deles. Nota-se que o índice 3 ocorreu com maior frequência nos Grupos I, II, III e V. O índice 0 não ocorreu nos grupos I, II e III e o índice 3 não ocorreu no GIV. Nos grupos IV e VI, nos quais foi utilizada a luz halógena, os índices 1 e 2 ocorreram com maior frequência, respectivamente.

**Tabela 4** – Distribuição dos Índices de Adesivo Remanescente (IAR) por grupo

ÍNDICE	GRUPO					
	I	II	III	IV	V	VI
0	0	0	0	2	1	1
1	1	2	2	6	2	2
2	3	2	1	2	1	6
3	6	6	7	0	6	1

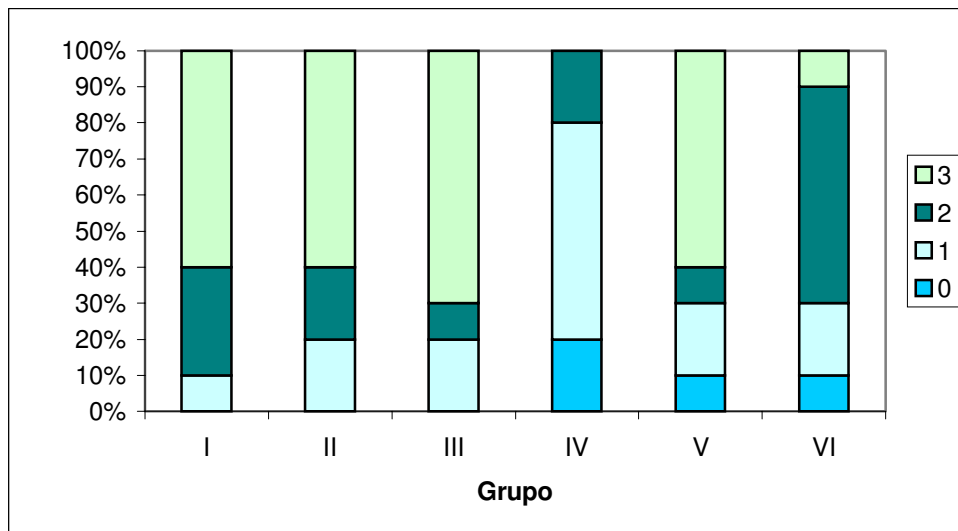


GRÁFICO 3 – Distribuição dos Índices de Adesivo Remanescente (IAR) por grupo.

Foram construídos gráficos de dispersão da resistência ao cisalhamento versus IAR para cada um dos seis grupos GI, GII, GIII, GIV, GV e GVI para avaliar dentro de cada grupo como a resistência ao cisalhamento está relacionada com o IAR

(Gráfico 4).

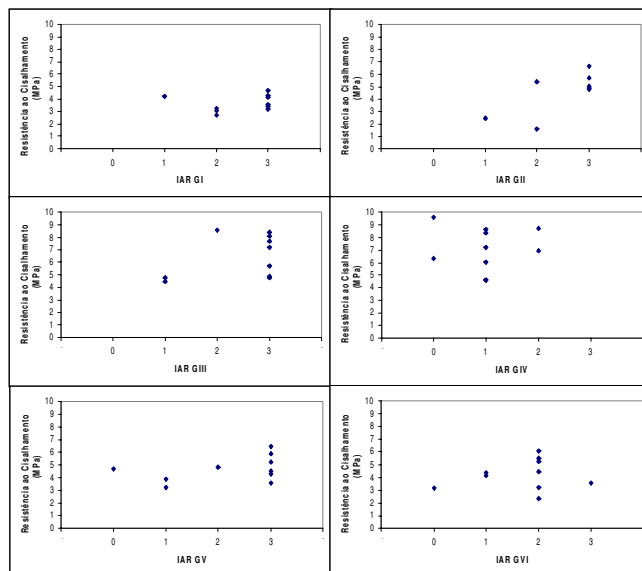


GRÁFICO 4 - Índices de Adesivo Remanescente (IAR) versus Resistência ao Cisalhamento

Analisando o Gráfico 4 pode-se observar que em nenhum dos grupos houve relação bem definida entre carga de ruptura e tipo de falha.

## DISCUSSÃO

O desenvolvimento de sistemas fotoativados, nos quais não é preciso a manipulação de duas pastas para o início da ativação, pois uma única pasta contém o elemento fotossensível, permitiu que a polimerização se iniciasse pela radiação decorrente da energia luminosa ou fonte de luz. O fotoiniciador geralmente encontrado nas resinas compostas ativadas por luz visível é uma diquetona e, em específico, a canforoquinona. Esta molécula tem a capacidade de absorver energia entre 450 – 500 nm, com pico máximo de absorção em 468nm.<sup>3</sup> O desenvolvimento da luz halógena foi um avanço, pois ela é menos lesiva que os antigos sistemas de luz ultra-violeta<sup>5</sup>. Além disso, a profundidade de cura das resinas aumentou, e o tempo de exposição necessário para polimerização é menor. Entretanto, esta fonte de luz tem diversas desvantagens, como produção de grande quantidade de luz fora da região espectral de interesse. Conseqüentemente, há produção de calor, que leva à degradação dos componentes destes aparelhos ou mesmo alterações pulpares<sup>18</sup>.

Como alternativa aos aparelhos de luz halógena, nos últimos anos houve grande evolução dos aparelhos emissores de luz LED. A principal vantagem desta fonte de luz é a seletividade e especificidade do comprimento de luz gerado. Isto porque a canforoquinona é o fotoiniciador mais freqüentemente encontrado na composição de resinas compostas e o pico de absorção máximo desta molécula situa-se num comprimento de onda de 468 nm. Relativamente aos aparelhos de luz halógena, os aparelhos de LED poderão ser menos potentes, mas apresentam fluxo espectral mais estreito e seletivo para a canforoquinona. Um cuidado que deve ser tomado em clínica é a utilização de materiais que contenham somente este fotoiniciador quando se vai utilizar o aparelho de LED como fotopolimerizador<sup>16,17</sup>.



Mediante os resultados obtidos, torna-se possível comparar essas duas fontes de luz, lâmpada halógena e sistemas de LEDs azuis, na cura da interface adesiva, durante a colagem dos acessórios ortodônticos. Na tabela 2 verifica-se que este fator não interferiu nos resultados. Pickett et al.<sup>12</sup> (2001) realizaram ensaios com os mesmos equipamentos, utilizando somente fonte de luz halógena. Os valores médios encontrados por estes autores foram para equipamento portátil "in vivo", 5,47 MPa ( $\pm 2,18$ ); para máquina de ensaios mecânicos universal, 11,02 MPa ( $\pm 4,49$ ) e para equipamento portátil "in vitro", 12,82 ( $\pm 3,05$ ). Estes autores polimerizaram por 40 segundos, sendo 10 segundos para cada lado do braquete. Ao compararem a resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados com resina composta fotopolimerizada em diferentes tempos, Penido et al.<sup>11</sup> (2005) observaram que os melhores resultados foram alcançados com o tempo de 20 segundos, tanto com aparelhos de luz halógena quanto de luz LED. Este tempo foi distribuído por 10 segundos na face mesial e 10 segundos na face distal, assim como no presente trabalho.

Ao se discutir fotopolimerização, é importante abordar a intensidade luminosa empregada<sup>10</sup>. Neste trabalho foram utilizadas as seguintes intensidades para cada grupo experimental (Quadro 3): luz halógena: 500 mW/cm<sup>2</sup> e luz LED 1000 mW/cm<sup>2</sup>. É importante salientar que diferenças encontradas na literatura podem ser atribuídas a equipamentos utilizados dentro de um intervalo de intensidade muito grande. Isto em muitos casos inviabiliza as comparações. Assim, pode-se encontrar, como por exemplo, resultados inferiores ao se empregar aparelhos de LED, decorrentes de intensidade de energia comparativamente baixa em relação à luz halógena, o que significaria menor energia total entregue ao produto que se deseja polimerizar<sup>7</sup>. Os aparelhos de LED de 1ª geração utilizavam baixa densidade de potência, entre 50 e 300 mW/cm<sup>2</sup>. Com a utilização destes equipamentos, era necessário aumentar demasiadamente o tempo de exposição para se conseguir

polimerização adequada. Neste trabalho, foi utilizado o aparelho LEC 1000 (MMOptics). De acordo com Nomoto<sup>9</sup> (1997) a alta intensidade de luz proporciona altos valores de conversão durante a reação de polimerização e as propriedades físicas e mecânicas poderiam ser comprometidas, aumentando o stress de contração de polimerização da resina composta. Entretanto aparelho LEC 1000 vem apresentando, de acordo com Rastelli et al.<sup>13</sup> (2004), resultados comparáveis à fonte de luz halógena, no que diz respeito à profundidade de polimerização, mesmo quando se utiliza menor tempo.

Nesta pesquisa foram utilizadas diferentes formas de ensaio mecânico, tanto "in vivo" (Grupos I e II) quanto laboratoriais, com máquina Universal de Ensaio Mecânicos (Grupos III e IV) e dinamômetro digital portátil (Grupos V e VI). Analisando todos os grupos no Gráfico 1, observa-se que o valor médio da resistência ao cisalhamento dos ensaios realizados na MTS (Grupos III e IV) foram maiores que as dos ensaios realizadas no Gauge (Grupos I, II, V e VI). Nestes últimos grupos citados, ou seja, aqueles realizados com dinamômetro digital portátil, não houve diferenças. O mesmo não foi encontrado por Pickett et al.<sup>12</sup> (2001) em trabalho semelhante, em relação aos grupos em que foi utilizado o equipamento portátil. Estes autores verificaram que os ensaios realizados "in vivo" foram significativamente inferiores aos demais grupos estudados. É importante observar que os ensaios "in vivo" realizados por estes autores foram conduzidos após o tempo médio de 23 meses. Isto pode ter influenciado a diferença deste resultado com o obtido no presente trabalho, cujos ensaios foram realizados apenas um dia após a colagem.

Podem-se verificar na tabela 1 os valores médios de resistência ao cisalhamento. No GI este valor foi de 3,65 MPa, no GII 4,39 MPa, no GV 4,67 MPa e no GVI 4,21 MPa, todos eles inferiores a 6 MPa, que de acordo com Reynolds<sup>14</sup> (1975), seria o valor mínimo aceitável para forças de tensão e cisalhamento. Somente nos Grupos III (6,45 MPa) e IV (7,11 MPa) estes valores foram superiores. É

interessante observar que Reynolds<sup>14</sup> (1975) cita este valor, entretanto, seu trabalho é de revisão de literatura, e o mesmo não cita pesquisas laboratoriais ou clínicas que permitiram chegar a este número. Diversos outros trabalhos citam Reynolds<sup>14</sup> (1975) como o trabalho clássico a ser seguido. Portanto, é preciso encontrar uma forma de se medir esta resistência adequadamente, afinal, a adesão de acessórios ortodônticos não é tão crítica quanto a adesão de materiais restauradores. Por outro lado, é preciso lembrar, que a aparatologia ortodôntica deve permanecer na boca por aproximadamente 24 a 36 meses, suportando cargas mastigatórias e a influência direta de fatores como temperatura, umidade e flora bucal, que interferem diretamente na força necessária para que ocorra a descolagem de acessórios ortodônticos<sup>6</sup>. É preciso lembrar, que ao final do tratamento é necessária a remoção do aparelho. Caso o material adesivo apresente resistência de adesão muito elevada, poderão ocorrer danos ao esmalte<sup>1</sup>. Foi utilizado o adesivo autocondicionante Transbond Self-Etching Primer. Este material permite a simplificação da técnica adesiva, pois os passos de condicionamento e adesão são combinados em uma única aplicação. Isto é muito interessante quando se fala em colagem de acessórios ortodônticos, pois esta combinação permite a economia de tempo para os procedimentos clínicos, o que determina inclusive diminuição de custos. Uma explicação para os baixos valores de adesão encontrados neste trabalho poderia ser o material adesivo empregado. Os estudos mostram que este material tem apresentado resistência ao cisalhamento menor em comparação com outros sistemas convencionais<sup>1,2</sup>. Kusy<sup>8</sup> (1994), fez o seguinte questionamento: “Quando é o mais forte melhor?” Esta pergunta relaciona-se aos baixos valores de resistência ao cisalhamento encontrados por Wiltshire<sup>19</sup> (1994). De acordo com Kusy<sup>8</sup>, à medida que houve o avanço nos materiais adesivos, cada vez mais houve a busca por maior resistência dos mesmos. Assim, antes que se tenha respondido o questionamento, é

preciso que se tenha prudência na interpretação de resultados que à primeira vista pareçam desfavoráveis.

Pode ser observado na Tabela 4 e Gráfico 3 que houve semelhança entre os Grupos I, II, III e V quanto à distribuição do IAR, ou seja, o maior percentual encontrado foi para o índice 3. Já o GIV apresentou o maior percentual no índice 1 e o GVI o maior percentual foi no índice 2. Não houve relação entre carga de ruptura e tipo de falha (Gráfico 4). Mas é interessante notar que, o índice de maior frequência, em cada um dos outros grupos, possui resistências altas e baixas. Isto não pode ser verificado no GI e GII porque os valores de resistência nestes grupos foram menores. Isto demonstra que os grupos cujos testes foram conduzidos "in vivo", são mais homogêneos.

De acordo com os resultados obtidos, podemos observar que a utilização do aparelho de LED é viável na clínica ortodôntica, e devido a todas as suas vantagens, deverá haver tendência de maior utilização das mesmas. Novas pesquisas com dinamômetro digital portátil devem ser conduzidas, tanto "in vivo" quanto "in vitro", para melhor avaliar sua aplicabilidade.

## **CONCLUSÕES**

Os resultados permitiram concluir que:

- 1) A fonte de luz utilizada, LED ou halógena, não interferiu nos resultados dos testes mecânicos "in vivo" ou "in vitro".
- 2) Os testes realizados com máquina de ensaios mecânicos universal tiveram valores médios maiores em relação àqueles realizados com o dinamômetro digital "in vivo" e "in vitro"

- 3) Não houve diferenças entre os testes realizados com dinamômetro digital "in vivo" e "in vitro"
- 4) Não houve relação definida entre carga de ruptura e tipo de falha.

---

"In vivo" and "in vitro" study of shear bond strength of brackets bonded with halogen and LED light.

#### Abstract

This work had as a purpose to assess the shear bond strength, "in vivo" and "in vitro", of metallic brackets (Abzil lancer) bonded to human teeth with light-curing bonding material with halogen and LED lights. The brackets were bonded to 60 premolars, so forming 6 groups. In GI and II the brackets were bonded to second premolars, respectively, on the right and left sides of the patients. The polymerization of the bonding material was with LED light for GI and halogen light for GII. In the other groups the brackets were bonded to superior and inferior first premolars, extracted for orthodontic reasons. The polymerization was performed in GIII and V with LED device, while in GIV and VI with halogen light. In GI and II shear strength tests were made using a portable digital dynamometer directly in the patients' mouths. GIII, IV, V and VI were stored in distilled water and taken to sterilizer at 37°C for 24 hours, and afterwards, submitted to thermocycling with 1000 cycles at 5 and 55°. Then, in GIII and IV, the Universal testing machine was used and in GIV and VI the mechanical tests were performed with a digital dynamometer. The average values of shear strength in MPa were: GI=3,65; GII=4,39; GIII=6,45; GIV=7,11; GV=4,67 and GVI=4,21. Pictures of the bonding areas were taken after the tests. The images obtained amplified 5 times, analyzed and classified, according to Adhesive Remaining Index (IAR). The results suggested that the LED light or the halogen light did not interfere in the results of the mechanical tests "in vivo" or "in vitro". The tests performed with a portable digital device obtained average values significantly lower than those performed with Universal testing machine. There was no definite relation between shear bond strengths and kind of failure.

Key words: Shear bond strength. Light emitting diode. Halogen light. Universal testing machine. Portable digital debonding device.

---

## REFERÊNCIAS

1. BISHARA, S. E. et al. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v.119, n.6, p.621-624, June 2001.
2. DOMINGUES-RODRIGUEZ, G.C. et al. Avaliação "in vitro" da resistência à tração de bráquetes metálicos colados com o novo sistema de Adesivo "Self Etching Primer" (SEP). **Ortodontia**, São Paulo, v.35, n.2, p.28-34, abr./jun., 2002.
3. FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, Bauru, v.1, n.2, p.8-61, mar./abr. 2003.
4. FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using unit blue light-emitting diodes. **Dent Japan**, Tokyo, v.34, n.1, p.49-53, Mar. 1998.
5. GALINDO, H.R.A. et al. An "in vivo" comparison between a visible light-cured bonding system and a chemically cured bonding system. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v.113, n.3, p.271-275, Mar. 1998.
6. HUBERT, E.A.R.B. et al. Desenvolvimento de instrumental apropriado para medir a força de descolagem de braquetes ortodônticos, in vivo. **J Bras Ortodon Ortop Facial**, Curitiba, v.6, n.33, p.227-233, mai-jun. 2001.
7. KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent Mater**, Washington, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.
8. KUSY, R. P. Commentary on Dr. Wiltshires's article: When is stronger better? **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.106, n.2, p.17A, Aug. 1994. Letters.
9. NOMOTO, R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. **Dent Mater J**, Tokyo, v.16, n.1, p.60-73, June 1997.
10. 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. 808-813, Dec. 2004.

11. PENIDO, S.M.M.O. et al. Efeito de diferentes tempos de polimerização na resistência ao cisalhamento de adesivo ortodôntico. In: ENCONTRO DO GRUPO BRASILEIRO DE PROFESSORES DE ORTODONTIA E ODONTOLOGIA, 15., 2005. **Livro Anual ...**, Santos: Type Artes Gráficas, 2005. p.92-97.
12. PICKETT, K.L. et al. Orthodontic "in vivo" bond strength: comparison with "in vitro" results. **Angle Orthod**, Appleton, v.71, n.2 , p.141-148, Apr. 2001.
13. RASTELLI, A.N.S.; ANDRADE, M.F.; BAGNATO, V.S.; CALIXTO, A.L.; KURACHI, C. Avaliação da eficiência de um novo dispositivo leds utilizado na técnica de fotoativação trans-dental. **Braz Oral Res**, São Paulo, v.18, suppl., p.234, Sept. 2004.
14. REYNOLDS, I.R. A review of direct orthodontic bonding. **Br J Orthod**, London, v.2, n.3, p.171-178,1975.
15. TESHIMA, W. et al. ESR studies of caporquinone/amine photoinitiator systems using blue light-emitting diodes. **Biomaterials**, Oxford, v.24, n.12, p.2097-2103, May 2003.
16. UHL, A.; MILLS, R.W., JANDT, K.D. Photoinitiator dependent composite depth of cure and Knoop hardness with halogen and LED light curing units . **Biomaterials**, Oxford, v.24, n.10, p.1787-1795, May 2003a.
17. UHL, A.; MILLS, R.W., JANDT, K.D. Polimerization and light-induced heat of dental composites cured with LED and halogen technology. **Biomaterials**, Oxford, v.24, n.10, p.1809-1820, May 2003b.
18. UZEL, A. et al. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units – an in vitro study. **Angle Orthod**, Appleton, v.76, n.2 , p.330-334, Mar. 2006.
19. WILTSHIRE, W.A. Shear bond strengths of a glass ionomer for direct bonding in orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St Louis, v.106, n.2, p.127-130, Aug. 1994.

O desenvolvimento de novas gerações de material de colagem e dos aparelhos fotopolimerizadores, permitiu melhores condições de trabalho aos profissionais e conforto aos pacientes. Isto pode ser verificado com o menor o tempo de montagem e a manutenção de aparelhos fixos por um tempo longo na cavidade bucal sem que acessórios se soltem durante o tratamento, tudo isto com maior qualidade e menor custo.

Testes laboratoriais de adesão são importantes ferramentas de avaliação destes novos materiais em Odontologia. Como as forças intrabucais são de natureza mais complexa que as simuladas em testes laboratoriais, se o sistema adesivo ou mesmo o método empregado na sua utilização não for promissor em "in vitro", dificilmente o será clinicamente.

Neste estudo, ao avaliar diferentes fontes de luz e verificar a influência da termociclagem nos resultados, procuramos obter parâmetros para o uso de uma forma simplificada de avaliação destes materiais. Isto foi feito com o uso de um equipamento portátil, de baixo custo, que permite a avaliação "in vivo" ou mesmo "in vitro" com maior rapidez e facilidade quando comparado aos métodos convencionais. Como em toda nova metodologia, é necessário que outros estudos sejam realizados, com o intuito de conhecer as limitações deste aparelho e caso necessário,



fazer os ajustes para que seja viável a condução de testes confiáveis, tanto em laboratório quanto clínicos, sendo desta forma um complemento para os testes clínicos longitudinais.

1. BISHARA, S. E. et al. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.119, n.6, p.621-624, June 2001.
2. FRANCO, E.B.; LOPES, L.G. Conceitos atuais na polimerização de sistemas restauradores resinosos. **Biodonto**, Bauru, v.1, n.2, p.8-61, mar./abr. 2003.
3. FUJIBAYASHI, K. et al. Newly developed curing unit using unit blue light-emitting diodes. **Dent. Japan**, Tokyo, v.34, n.1, p.49-53, Mar. 1998.
4. GALE, M.S.; DARVELL, B. W. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. **J. Dent.**, Bristol, v.27, n.2, p.89-99, Feb. 1999.
5. KURACHI, C. et al. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent. Mater.**, Washington, v.17, n.4, p.309-315, July 2001.
6. KUSY, R. P. Commentary on Dr. Wiltshires's article: When is stronger better? **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St Louis, v.106, n.2, p.17A, Aug. 1994. Letters.
7. MIYAZAKI, M.; SATO, M.; ONOSE, H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. **Oper. Dent.**, Seattle, v.25, n.2, p.75-80, Mar./Apr. 2000.
8. REYNOLDS, I.R. A review of direct orthodontic bonding. **Br. J. Orthod.**, London, v.2, n.3, p.171-178, 1975.

9. SEIXAS, M.M.D. **Estudo de propriedades físicas de materiais adesivos ortodônticos**. 2005. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais)-Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Solteira, 2005.
10. VOSS, A.; HICKEL, R.; MÖLKNER, S. In vivo bonding of orthodontic brackets with glass ionomer cement. **Angle Orthod.**, Appleton, v.63, n.2, p.149-153, June 1993.

PENIDO, S.M.M.O. **Estudo comparativo “in vivo” e “in vitro” da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados com resina polimerizada com luz halógena e LED.** 2006. 114 f. Tese (Doutorado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

### **Resumo**

Este trabalho teve como objetivo avaliar a resistência ao cisalhamento, "in vivo" e "in vitro", de braquetes metálicos (Abzil Lancer) colados em dentes humanos com material adesivo polimerizado com luz halógena e LED. Os braquetes foram colados em 60 pré-molares formando seis grupos. Nos Grupos I e II os braquetes foram colados nos segundos pré-molares respectivamente no lado direito e esquerdo dos pacientes. A polimerização do material adesivo foi com a fonte de luz de LED para o GI e luz halógena para o GII. Nos demais grupos os braquetes foram colados em primeiros pré-molares superiores e inferiores extraídos por motivos ortodônticos. A polimerização realizada nos grupos III e V foi com o aparelho de LED enquanto que nos grupos IV e VI com luz halógena. Nos Grupos I e II testes de cisalhamento foram realizados utilizando-se dinamômetro digital portátil diretamente na boca dos pacientes. Os grupos III, IV, V e VI foram armazenados em água destilada e levados a estufa a 37° C por 24 horas e posteriormente, submetidos a termociclagem, com 1000 ciclos a 5 e 55°C. Posteriormente, nos grupos III e IV, utilizou-se máquina universal de ensaios mecânicos e nos grupos IV e VI os ensaios mecânicos foram realizados com dinamômetro digital. Os valores médios da resistência ao cisalhamento em MPa foram de: GI = 3,65; GII = 4,39; GIII = 6,45; GIV = 7,11; GV = 4,67; GVI = 4,21. Após a descolagem foram realizadas fotografias das áreas de colagem. As imagens obtidas foram ampliadas

5x, analisadas e classificadas de acordo com o índice de Adesivo Remanescente (IAR). Os resultados permitiram concluir que a fonte de luz LED ou halógena não interferiu nos resultados dos testes mecânicos "in vivo" ou "in vitro". Os testes realizados com equipamento portátil digital tiveram valores médios significativamente menores em relação àqueles realizados em máquina de ensaios mecânicos universal. Não houve relação definida entre carga de ruptura e tipo de falha.

Palavras-chave: Resistência ao cisalhamento; luz; braquetes ortodônticos; resinas compostas.



PENIDO, S.M.M.O. **Comparison of shear bond strength of brackets bonded with resin polymerized by halogen and LED light - “In vivo” and “in vitro” study.** 2006. 114 f. Tese (Doutorado em Ortodontia) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

### **Abstract**

This work had as a purpose to assess the shear bond strength, “in vivo” and “in vitro”, of metallic brackets (Abzil lancer) bonded to human teeth with light-curing bonding material with halogen and LED lights. The brackets were bonded to 60 premolars, so forming 6 groups. In GI and II the brackets were bonded to second premolars, respectively, on the right and left sides of the patients. The polymerization of the bonding material was with LED light for GI and halogen light for GII. In the other groups the brackets were bonded to superior and inferior first premolars, extracted for orthodontic reasons. The polymerization was performed in GIII and V with LED device, while in GIV and VI with halogen light. In GI and II shear strength tests were made using a portable digital dynamometer directly in the patients’ mouths. GIII, IV, V and VI were stored in distilled water and taken to sterilizer at 37°C for 24 hours, and afterwards, submitted to thermocycling with 1000 cycles at 5 and 55°. Then, in GIII and IV, the Universal testing machine was used and in GIV and VI the mechanical tests were performed with a digital

dynamometer. The average values of shear strength in MPa were: GI=3,65; GII=4,39; GIII=6,45; GIV=7,11; GV=4,67 and GVI=4,21. Pictures of the bonding areas were taken after the tests. The images obtained amplified 5 times, analyzed and classified, according to Adhesive Remaining Index (IAR). The results suggested that the LED light or the halogen light did not interfere in the results of the mechanical tests “in vivo” or “in vitro”. The tests performed with a portable digital device obtained average values significantly lower than those performed with Universal testing machine. There was no definite relation between shear bond strengths and kind of failure.

Keywords: Shear strength; light; orthodontic brackets; composite resins.







UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA



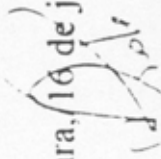
Comitê de Ética em Pesquisa

## Certificado

**Certificamos** que o projeto de pesquisa intitulado "**ESTUDO COMPARATIVO 'IN VIVO' E 'IN VITRO' DA RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO DE BRÁQUETES METÁLICOS COLADOS COM RESINA POLIMERIZADA COM LUZ HALÓGENA E LED**", sob o protocolo nº 03/05, de responsabilidade do Pesquisador (a) **SÉRGIO MILTON MARTINS DE OLIVEIRA FENIDO**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAr, com validade de 01 (um) ano, quando será avaliado o relatório final da pesquisa.

**Certify** that the research project titled "**COMPARATIVE STUDY OF SHEAR BOND STRENGTH OF BRACKETS BONDED USING HALOGEN LIGHT AND LED AS LIGHT-CURING UNITS**", protocol number 03/05, under Dr **SÉRGIO MILTON MARTINS DE OLIVEIRA FENIDO** responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAr-UNESP. Approval is granted for 01 (one) year when the final review of this study will occur.

Araraquara, 16 de junho de 2005.

  
Prof.ª Dr.ª **Mírian Aparecida Onofre**  
Coordenadora