

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
DOUTORADO EM MATERIAIS DENTÁRIOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM INSTRUMENTO PARA MENSURAÇÃO DA
FORÇA DE DESCOLAGEM DE BRÁQUETES ORTODÔNTICOS**

Tese apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Doutor em Odontologia, Programa de Pós-graduação em Odontologia, concentração em Materiais Dentários, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

José Renato Prietsch

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Porto Alegre, dezembro de 2005

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

P949d Prietsch, José Renato

Desenvolvimento de um instrumento para mensuração da força de descolagem de bráquetes ortodônticos / José Renato Prietsch. — Porto Alegre, 2005.
100 f.

Tese (Doutorado) – Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. PUCRS, 2005.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria Spohr

1. Materiais Dentários. 2. Adesivos Dentários. 3.

Aparelhos

Ortodônticos. 4. Ortodontia. 5. Resistência dos
Materiais (Odontologia). I. Título.

CDD : 617.643

Bibliotecário Responsável

Ginamara Lima Jacques Pinto
CRB 10/1204

DEDICATÓRIA

À minha família,

À minha esposa Heloísa pelo fundamental amor, incentivo, colaboração e companheirismo,

Aos meus filhos Fernanda, Daniela e Pedro, meus grandes orgulhos e fontes de inspiração, pelo estímulo e compreensão,

Aos meus pais Guido (*in memoriam*) e Elza, meu respeito e admiração pelo supremo esforço dedicado à formação dos seus filhos e pelos exemplos de dignidade e perseverança.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

À Coordenadora do Programa de Pós-graduação em Odontologia da PUCRS, Prof^a. Dra. Nilza Pereira da Costa, pela segura coordenação e pelo apoio e incentivo irrestritos.

Aos Professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCRS, Dra. Elaine Bauer Veeck, Dra. Rosemary Shinkai, Dra. Luciana Hirataka, Dr. Hugo Oshima, Dr. Luiz Henrique Burnett Júnior, pela presteza e dedicação ao ensino e à pesquisa, bem como pela amizade conquistada neste período e, em especial à minha orientadora Prof^a. Dra. Ana Maria Spohr pela extrema abnegação, entusiasmo e competência acadêmica.

Aos Professores Dr. João Carlos Pinheiro Beck e Dr. Isaac Newton da Silva, e aos alunos Karion Guerra e Paulo Henrique Pêss, do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da Faculdade de Engenharia da PUCRS, pelo fundamental auxílio no desenvolvimento deste projeto.

Aos Professores da Faculdade de Odontologia da PUCRS, Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima e Dr. Eduardo Gonçalves Mota, pela revisão e importantes sugestões apresentadas a este trabalho.

Aos dedicados funcionários da Faculdade de Odontologia da PUCRS, por estarem sempre disponíveis a auxiliar com muita competência.

Aos colegas de Doutorado pelo aprendizado e agradável convivência.

À Rosane Gava pela revisão gramatical.

Aos colegas Professores, Dr. Carlos Alberto Mundstock, Dr. Enio José Barcellos Ferreira, Dr. Telmo Bandeira Berthold, Dr. Eduardo Silveira Ferreira, Dra. Karina Santos Mundstock, Dr. João Batista Burzlaff, Dr. Breno Ramos Boeira Júnior, Dra. Giovana Casaccia e às funcionárias Amanda e Kátia, do Setor de Ortodontia e do Departamento de Cirurgia e Ortopedia da Faculdade de Odontologia da UFRGS, pela amizade, orientação, ajuda e apoio imprescindíveis.

À todas as pessoas que de alguma forma contribuíram para este trabalho,

Muito obrigado.

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi desenvolver um instrumento que possibilitasse mensurar os valores de resistência de união na descolagem de bráquetes ortodônticos, assim como verificar sua acurácia e precisão. Também foram comparados, *in vitro*, os valores de resistência de união na descolagem de bráquetes empregando o instrumento desenvolvido, o teste de tração e o teste de cisalhamento na máquina de ensaio universal, sendo avaliado o padrão de fratura por meio do Índice de Adesivo Remanescente (IAR). O instrumento foi desenvolvido a partir de um alicate de polipropileno para remoção de bráquetes (3M Unitek). O princípio de funcionamento consistiu em medir a força aplicada na descolagem por meio de dois extensômetros de resistência elétrica (Kyowa) colados na região de maior deformação no cabo do alicate. A tensão gerada a partir da deformação da alavanca do alicate foi multiplicada por um circuito amplificador, que exibiu os valores obtidos em kgf num *display* em tempo real. O instrumento foi aferido por dois avaliadores empregando pesos de 1kg, 2kg, 3kg, 4kg, 5kg, 6kg, e 7kg. As coroas de 75 dentes incisivos bovinos foram incluídas em resina acrílica, sendo os bráquetes ortodônticos colados na superfície vestibular com o sistema adesivo Transbond XT (3M Unitek). Os corpos-de-prova foram divididos em três grupos de 25 cada. O grupo A foi submetido à descolagem com o instrumento desenvolvido; o grupo B ao teste de tração; o grupo C ao teste de cisalhamento, sendo estes dois últimos em máquina de ensaio universal (Emic DL2000®) com velocidade de 0,5 mm por minuto. Por

meio do teste t-student verificou-se que houve diferença significativa nos valores obtidos entre os avaliadores nos pesos de 2kg, 3kg, 5kg e 6kg, sendo os valores superiores para o avaliador A ($p \leq 0,05$). Além disso, para ambos os avaliadores, o equipamento sempre registrou valores acima daquele peso que estava sendo mensurado. De acordo com ANOVA e Tukey, o valor médio de resistência de união para o grupo C (7,71 MPa) foi estatisticamente superior ao grupo A (2,98 MPa) e grupo B (2,69 MPa) ($p \leq 0,01$), sendo que os grupos A e B não diferiram estatisticamente entre si. Segundo o teste Kruskal-Wallis, não houve diferença significativa no IAR entre os grupos estudados ($p \leq 0,05$), sendo predominante o índice 3. O instrumento desenvolvido mostrou-se viável para a obtenção de valores de resistência de união na descolagem *in vivo* de bráquetes ortodônticos. Porém, necessita de aperfeiçoamentos para melhorar sua acurácia e precisão. Além disto, os valores de resistência de união foram dependentes do tipo de força aplicada sobre o bráquete.

Palavras-chave: Colagem de bráquetes; Resistência de união; Índice de Adesivo Remanescente (IAR); Dispositivo de descolagem *in vivo*; Extensômetro de resistência elétrica.

ABSTRACT

The aim of this study was to develop a device to measure the debonding strength of orthodontic brackets and to verify its accuracy and precision. The values of tensile bond strength obtained *in vitro* with the debonding device developed were compared with tensile and shear bond strength tests performed in a universal testing machine and the bond failure location was determined using the adhesive remnant index (ARI). The device was developed using a polypropylene plier that is used to remove brackets (3M Unitek). The basic principle consisted in measuring the applied force used to debond using two strain gages (Kiowa) bonded to the region of major deformation of the plier handle. The strength produced from the plier handle deformation was multiplied by an amplifier circuit that showed kgf results in a real time display. The device was calibrated by two examiners that used weights of 1, 2, 3, 4, 5, 6 and 7kg. Crowns of 75 bovine incisors were embedded in acrylic resin and orthodontic brackets were bonded to the facial surface of these incisors with Transbond XT adhesive (3M Unitek). The sample was divided in three groups of 25 each. Group A was submitted to debonding with the developed device; shear bond strength test was performed in group B; group C was submitted to tensile bond strength, and the universal testing machine was used for these last 2 groups (Emic DL2000[®]) with the cross-head speed of 0.5 mm per minute. The t-student test showed that the results obtained by the two examiners using 2kg, 3kg, 5kg and 6kg were statistically different and these values were higher for examiner A. Furthermore, the device

recorded values above the weights every time that they were measured. According to ANOVA and Tukey, the mean bond strength for group C (7.71MPa) was statistically higher than group A (2.98MPa) and group B (2.69 MPa), and groups A and B were not statistically different. Using the test Kruskal-Wallis, it was not found a statistical difference among the studied groups, and index 3 was the most frequent. The device developed can be used to obtain *in vivo* bond strength values for orthodontic brackets. However, this device needs to be perfected to improve its accuracy and precision. In addition, the bond strength values were dependent on the method and direction of debonding.

Key-words: Bracket bonding; Bond strength; Adhesive Remnant Index (ARI); *In vivo* debonding device; Strain gage.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1:	Orifícios confeccionados na superfície lateral do braço ativo do alicate.....	54
Figura 2:	Extensômetro colado sobre a superfície metalizada na parte anterior do braço ativo do alicate.....	55
Figura 3:	Elemento sensor recoberto por camada de silicone.....	56
Figura 4:	<i>Display</i> onde os valores eram exibidos em kgf.....	56
Figura 5:	Circuito em meia-ponte de Wheatstone com os dois extensômetros.....	57
Figura 6:	Alicate posicionado no torno de bancada e aferição com o peso.....	58
Figura 7:	Delimitação dos três terços do dente. As linhas paralelas representam os limites dos terços da coroa do incisivo.....	60
Figura 8:	Delimitação dos três terços do dente. As linhas paralelas representam os limites dos terços da coroa do incisivo.....	60
Figura 9:	Inclusão dos dentes em anel de PVC. a) Porções dentárias fixadas sobre a fita adesiva e posicionamento do anel de PVC. b) Preenchimento dos anéis de PVC com resina acrílica.....	61
Figura 10:	Corpos-de-prova.....	63
Figura 11:	Descolagem dos bráquetes com o uso do alicate modificado. a) Posicionamento da garra do alicate em uma das aletas do bráquete. b) Apoio do alicate sobre a superfície do esmalte.....	65
Figura 12:	Descolagem dos bráquetes por tração, em máquina de ensaio universal. a) Gancho confeccionado para tração adaptado à máquina de ensaio universal. b) Dispositivo preparado para tração. c) Gancho engatado numa das aletas do bráquete.....	66
Figura 13:	Descolagem dos bráquetes por cisalhamento, em máquina de ensaio universal. a) Cinzel com sistema de guilhotina. b) Matriz posicionada na máquina de ensaio.....	67
Figura 14:	Índice 0: a) Sem resina composta aderida ao esmalte. b) Toda a resina composta aderida ao bráquete.....	73

Figura 15:	Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida ao esmalte. b) Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete.....	73
Figura 16:	Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida ao esmalte. b) Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete.....	73
Figura 17:	Índice 3: a) Toda a resina composta aderida ao esmalte, inclusive a impressão da malha do bráquete. b) Nenhuma resina composta aderida ao bráquete.....	74

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Distribuição e frequência dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.....	71
--	----

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Índices de Adesivo Remanescente idealizados por Ártun e Bergland.....	67
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1:	Análise de variância para os três testes realizados.....	69
Tabela 2:	Comparação dos valores médios de resistência de união (MPa) nos três testes.....	69
Tabela 3:	Comparação entre os avaliadores em cada peso empregado....	70
Tabela 4:	Freqüência e distribuição dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.....	71
Tabela 5:	Comparação através do teste de Kruskal-Wallis do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.....	72

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

CIV – Cimento de ionômero de vidro

cm – centímetro

cm² – centímetro quadrado

Cu – Cobre

et al. (abreviatura de *et alii*) – e outros

g – grama

$I=E/R$ - Corrente = Diferença de potencial / Resistência

IAR - Índice de Adesivo Remanescente

kg – quilograma

kgf – quilograma força

kg/mm² – quilograma por milímetro quadrado

kg/cm² ou kg cm⁻² – quilograma por centímetro quadrado

MEV - Microscópio eletrônico de varredura

MPa - megapascal

min – minutos

mm – milímetros

mm/min – milímetros por minuto

mm² – milímetros quadrados

mV – milivolts

mW/cm² – miliwatts por centímetro quadrado

N – newtons

Ni – Níquel

PVC – Polivinil cloreto rígido

s – segundos

°C – graus Celsius

% - por cento

® - marca registrada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
2	OBJETIVOS	20
3	REVISÃO DA LITERATURA	21
3.1	Extensometria.....	21
3.2	Colagem de bráquetes ortodônticos e ensaios mecânicos.....	27
4	MATERIAIS E MÉTODO	53
4.1	Instrumentação de um alicate para medição da força de descolagem de bráquetes ortodônticos.....	53
4.2	Procedimento de aferição do alicate modificado.....	57
4.3	Confecção dos corpos de prova.....	59
4.3.1	Amostra.....	59
4.3.2	Seção dos dentes.....	59
4.3.3	Inclusão dos dentes.....	60
4.3.4	Preparo da superfície do esmalte e colagem dos bráquetes.....	61
4.3.5	Armazenamento.....	63
4.3.6	Ensaio de descolagem dos bráquetes.....	63
4.3.6.1	Grupo A – Descolagem dos bráquetes com o alicate modificado.....	64
4.3.6.2	Grupo B – Descolagem dos bráquetes pelo teste de tração em máquina de ensaio universal.....	65
4.3.6.3	Grupo C – Descolagem dos bráquetes pelo teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal.....	66
4.3.7	Análise dos tipos de fratura.....	67
4.4	Análise estatística.....	68
5	RESULTADOS	69
6	DISCUSSÃO	75
7	CONCLUSÕES	88
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89
	ANEXOS.....	95

1 INTRODUÇÃO

A colagem direta de bráquetes ao esmalte dental tem sido muito estudada em Ortodontia desde o início deste procedimento. Isto devido à importância biomecânica de uma interface estável entre o material de colagem e o bráquete, assim como entre o material de colagem e o esmalte, para que as cargas geradas a partir do encaixe de um arco ativado possam ser transferidas ao dente (ELIADES; BRANTLEY, 2000).

Estas interfaces e a força necessária para descolar os bráquetes do esmalte dental têm sido avaliadas, *in vitro*, por meio das metodologias de resistência de união à tração (WHEELER; ACKERMAN, 1983; EVANS; POWERS, 1985; SIOMKA; POWERS, 1985; FAJEN *et al.*, 1990) ou ao cisalhamento (HARRIS; JOSEPH; ROSSOUW, 1992; SMITH; SHIVAPUJA, 1993; BLIGHT; LYNCH, 1995; ARNOLD; COMBE; WARFORD, 2002; BISHARA *et al.*, 2002; ROMANO *et al.*, 2004) utilizando máquinas de ensaio universal. Estas máquinas permitem testes de alta precisão e, independentemente da marca e do modelo, são de grande porte, alto custo e complexo manuseio. No entanto, devido às suas proporções exageradas, impossibilitam que estudos *in vivo* possam ser realizados (BARROS HUBERT *et al.*, 2001).

Apesar de a maioria dos estudos serem *in vitro*, a correlação entre estes testes e a situação clínica não está estabelecida, visto que existe um processo de interação complexo na cavidade oral e que não pode ser reproduzido na sua

totalidade pelas metodologias *in vitro* (ØILO, 1992; ELIADES *et al.*, 1999; ELIADES *et al.*, 2003).

A exposição dos materiais ortodônticos ao meio bucal está associada a um padrão de envelhecimento, que pode alterar a composição e estrutura morfológica, bem como as propriedades mecânicas das ligas ortodônticas e dos polímeros (ELIADES; BOURAUUEL, 2005). Segundo Øilo (1992), a biodegradação é o resultado da combinação da desintegração e dissolução em saliva, da degradação química e física, do desgaste causado pela mastigação e da erosão provocada pelos alimentos e pela atividade bacteriana. Matasa (1995) propôs que a biodegradação dos materiais pode contribuir para a falha de união na colagem entre o bráquete e o dente. Como consequência da biodegradação, Picket *et al.* (2001), Murray e Hobson (2003) encontraram que os valores de resistência de união *in vivo* tendem a ser menores do que os verificados *in vitro*, e salientaram a necessidade de criar um método para testar os efeitos do meio bucal sobre as resinas compostas usadas em Ortodontia. Além disto, Sunna e Rock (1998) concluíram que a resistência de união *in vitro* não pode ser correlacionada com índices de falha clínica e questionou a aplicabilidade destes testes para situações reais.

Em virtude da maioria dos trabalhos serem laboratoriais, e devido às diferenças existentes entre os estudos *in vitro* e a situação clínica, existe uma nítida falta de consenso a respeito dos valores clínicos de resistência necessários para uma união adequada entre o bráquete e o elemento dental. Além disso, nenhum protocolo *in vitro* tem se mostrado confiável para estimar a

verdadeira resistência clínica de união ortodôntica (ELIADES; BRANTLEY, 2000).

Portanto, estas questões motivam o desenvolvimento de um instrumento que permita medir a força de descolagem *in vivo*, a fim de quantificar a influência que o meio oral exerce sobre os procedimentos de colagem e descolagem, tais como a variação alimentar ácida/básica, ou as alterações de temperatura na cavidade oral.

2 OBJETIVOS

- Desenvolver um instrumento que possibilite mensurar os valores de resistência de união na descolagem de bráquetes;
- Verificar sua acurácia e precisão;
- Comparar, *in vitro*, os valores de resistência de união na descolagem de bráquetes por meio do instrumento desenvolvido, empregando testes de tração e cisalhamento em máquina de ensaio universal;
- Avaliar os tipos de fraturas obtidos após a descolagem.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A presente revisão de literatura será dividida em dois capítulos: 3.1) artigos referentes à extensometria; 3.2) artigos referentes à colagem de bráquetes ortodônticos e ensaios mecânicos.

3.1 Extensometria

Borchardt e Zaro, em 1982, referem-se os extensômetros de resistência elétrica como sensores de deformação mecânica localizada, sendo que todo e qualquer fenômeno responsável por uma deformação mecânica pode ser analisado. O termo *extensômetro* significa medidor de deformação; a expressão *extensômetro de resistência elétrica* significa medidor de deformação (mecânica) relativa através da determinação da variação da resistência elétrica. Assim, dispositivos que efetuam esta correlação são chamados de *extensômetros de resistência elétrica (strain gages)*. Atualmente, todos os tipos de extensômetros de resistência elétrica podem ser colados sobre a superfície da amostra que se quer medir. O modelo de grade tipo folha é atualmente o mais usado, devido ao grande impulso que sofreram as técnicas de circuito impresso. Na utilização de extensômetros elétricos deve-se observar a histerese própria que normalmente varia em relação ao tipo e depende, ainda, do adesivo que será usado. O adesivo é de fundamental importância no desempenho do extensômetro. A sensibilidade à temperatura é um dos fatores que impõe mais dificuldades ao

uso de extensômetros de resistência elétrica. Na maioria das aplicações prevê-se compensação nos circuitos elétricos; entretanto, isto nem sempre elimina o problema.

Segundo Doebelin, em 1983, os dispositivos que medem movimento se baseiam em duas quantidades fundamentais da natureza, que é o comprimento e o tempo. As outras quantidades, como força, pressão e temperatura, são freqüentemente medidas por transdução do comprimento ou tempo para movimento, onde este movimento resultante será medido. Os transdutores eletromecânicos convertem quantidades de deslocamento em quantidades elétricas. Tiras metálicas coladas em forma de grade, confeccionadas com fios finíssimos, são utilizadas para medir tensão em muitos transdutores.

Os tipos de extensômetros (*strain gages*) correntemente usados como transdutores incluem o extensômetro de filamento metálico não colado, a grade do tipo folha colada e a grade semicondutora colada (ALLOCA; STUART, 1984). O extensômetro do tipo folha consiste em uma resistência formada por uma liga do tipo Constantan, colada a um filme epóxi, podendo medir forças de tração, compressão ou torção, e é usado em transdutores. Estes sensores, do tipo folha, requerem amplificação devido à baixa tensão de saída, porém a linearidade do sinal de entrada não é um problema. Sua construção à prova d'água e resistência à corrosão permite a desinfecção e esterilização por imersão em agentes químicos apropriados.

Dally *et al.*, em 1984, definiram os transdutores como dispositivos eletromecânicos que convertem uma alteração em uma quantidade mecânica,

ou seja, um deslocamento ou uma força em uma mudança na quantidade elétrica, que pode ser monitorada como uma voltagem após o processamento do sinal. Uma ampla variedade de transdutores está disponível para uso em grandezas mecânicas. Os extensômetros de resistência elétrica (*strain gages*) são finas grades metálicas que podem ser coladas sobre a superfície de uma estrutura ou componente. Quando esta estrutura ou componente sofre uma carga, desenvolve-se uma tensão que é transmitida à grade do tipo folha. A resistência desta grade metálica varia em proporção à tensão induzida pela carga.

Rodrigues e Zaro, em 1990, desenvolveram uma célula de carga com extensômetros de resistência elétrica com o objetivo de medir a força aplicada durante a escovação dentária. O cabo da escova foi usinado em alumínio no formato cilíndrico, com um rebaixo próximo ao pescoço para apoio do dedo, minimizando as variações no braço de alavanca empregado pelos usuários. No pescoço da escova foram colados dois extensômetros (Kyowa), um fixado no lado superior, em compressão, e outro no lado inferior, em tração. Os sensores foram montados formando uma meia-ponte de Wheatstone, com posterior amplificação do sinal. Os resultados mostraram que o protótipo desenvolvido é útil para estudar a relação entre força de escovação e possíveis patologias, como retração gengival ou abrasão; porém, deve ser melhorado para permitir a avaliação de outros componentes de força durante a escovação.

Noltingk, em 1990, afirmou que uma maneira de determinar a quantidade de carga aplicada sobre um corpo sólido é através das pequenas mudanças que

ocorrem nas dimensões deste corpo à medida que ele é submetido a estas forças. Para o autor, existe um consenso a respeito das pressões e tensões em todos os pontos de um corpo sólido, porém existe um particular interesse na medição de tensões nas superfícies. É sobre as superfícies que os extensômetros de resistência elétrica (*strain gages*) podem ser prontamente utilizados, e grande experiência tem sido obtida com a interpretação de seus resultados. O seu princípio de funcionamento parte de sua colagem sobre um isolante, o qual é fixado ao substrato para ter sua tensão mensurada. A resistência dos extensômetros varia com a mudança de temperatura, bem como o coeficiente de expansão do extensômetro e do seu substrato colado, causando mudanças dimensionais que resultam em tensões. O calor em excesso produz erros na mensuração, sendo que as variações de temperatura precisam ser eliminadas ou compensadas.

De acordo com Helfrick e Cooper, em 1994, transdutor é um dispositivo que, quando atuado por energia em um sistema de transmissão, fornece energia na mesma forma, ou outra, a um segundo sistema de transmissão. Um transdutor é utilizado não apenas para detectar a informação como também para dar uma resposta de natureza elétrica correspondente à variável sob teste. Assim, há transdutores que convertem sinais correspondentes à pressão, força, deslocamento, temperatura, intensidade luminosa, variações de pH, entre outras variáveis, em sinais elétricos análogos às variáveis mencionadas. De acordo com suas aplicações, podem ser classificados como transdutores passivos, que devem ser alimentados por uma fonte de tensão, ou ativos, que não necessitam

de fonte externa para produzirem um sinal elétrico em resposta ao sinal de entrada. Os extensômetros ou tiras extensométricas (*strain gages*) são transdutores passivos que convertem um deslocamento mecânico em uma variação de resistência elétrica. A força é aplicada a um filamento resistivo, provocando modificação do comprimento e da área. O resultado é a mudança da resistência elétrica do filamento. O filamento deve ficar numa direção tal que os esforços de tração ou compressão modifiquem o seu comprimento, produzindo, assim, variação na sua resistência original, a qual é medida através de uma ponte de Wheatstone especialmente adaptada. É importante que o extensômetro seja adequadamente ligado à superfície, para que seja tensionado e não escorregue quando a superfície for tensionada. Para assegurar uma boa ligação, a superfície deve ser cuidadosamente preparada, levemente lixada e desengordurada, sendo, então, aplicado o adesivo de acordo com as instruções do fabricante.

Segundo Wheeler e Ganji, em 1996, o extensômetro de resistência elétrica (*strain gage*) é um dispositivo extremamente comum utilizado para mensurar a tensão nas estruturas e também em elementos de precisão em uma larga variedade de transdutores, incluindo aqueles usados para mensurar força, aceleração e pressão. Os extensômetros de resistência elétrica e os condicionadores de sinal associados são simples, baratos e inteiramente confiáveis. Quando empregados dois extensômetros, aquele submetido a forças de tração aumenta sua resistência, enquanto o outro, como resultado da compressão, diminui sua resistência.

Boylestad, em 1998, definiu a lei de Ohm como qualquer processo de conversão de energia que possa estar relacionado a uma equação em que o efeito seja o resultado da divisão da causa pela oposição, ou seja, o efeito é o escoamento de cargas ou corrente. A diferença de potencial ou tensão entre dois pontos do circuito é a causa, e a resistência representa a oposição ao escoamento de cargas. Substituindo estes termos na equação obtém-se: Corrente = Diferença de potencial / Resistência ou $I=E/R$. Esta equação é conhecida como lei de Ohm e demonstra que quanto maior a tensão aplicada aos terminais de um resistor, maior a corrente; por outro lado, para uma tensão fixa, quanto maior for a resistência, menor será a corrente. Em outras palavras, a corrente é proporcional à tensão aplicada e inversamente proporcional à resistência.

Barros Hubert *et al.*, em 2001, adaptaram um alicate 3M Unitek para descolagem de bráquetes com a finalidade de medir a força de descolagem diretamente na boca. Foram colados quatro extensômetros de resistência elétrica (*strain gages*), com 2 mm de grade, ao braço ativo do alicate que foram ligados a uma balança digital. A fidelidade do instrumento foi comprovada por meio de medições com pesos de 50g, 200g, 250g, 500g, 750g e 1000g, verificando-se que, com exceção do teste realizado com 50g de peso, todos os demais apresentaram resultados positivos.

Irwin, em 2005, descreve que, de acordo com a lei de Ohm, a tensão entre os terminais de uma resistência é diretamente proporcional à corrente que a atravessa. A resistência, medida em ohms, é a constante de proporcionalidade

entre a tensão e a corrente. Um elemento cuja característica elétrica é basicamente resistiva é chamado de resistor. Estes resistores, presentes em quase todos os circuitos elétricos, são normalmente feitos de carbono ou de fios. A ponte de Wheatstone é um circuito para medir resistências. O ramo central do circuito contém um galvanômetro, que é um medidor de corrente muito sensível. Quando um resistor desconhecido é ligado à ponte, seu valor é ajustado até que a corrente que atravessa o galvanômetro seja nula. Quando isto acontece, a ponte está equilibrada. Este tipo de circuito é utilizado em vários sistemas de medição.

3.2 Colagem de bráquetes ortodônticos e ensaios mecânicos.

Em uma revisão sobre colagem direta em Ortodontia, Reynolds, em 1975, afirmou que é difícil determinar a tração média de resistência de união requerida por um adesivo para suportar as cargas oclusais e as forças ortodônticas. Entretanto, recomendou que valores máximos de 60 a 80 kg/cm² seriam razoáveis, embora tenha-se obtido sucesso clínico com adesivos que apresentaram os resultados de 50 kg/cm² de resistência de união *in vitro*. As falhas, tanto para tração quanto para cisalhamento, dependem de dois fatores: da resistência de união do bráquete ao adesivo e ao esmalte e da área de superfície da base do bráquete.

Os efeitos de diferentes graus de desgaste do esmalte na resistência de união de resinas compostas foram verificados por Schneider, Messer e Douglas,

em 1981. Concluíram que a resistência de união entre a resina composta e o esmalte dentário humano aumenta quando se desgasta mecanicamente a superfície do esmalte entre 0,1 e 0,6 mm. Ao mesmo tempo, dentes desgastados antes do condicionamento mostraram mais resina composta residual no local da colagem do que os dentes não desgastados.

Jassem, Retief e Jamison, em 1981, estudaram os efeitos da resina com *primer* de baixa viscosidade, da termociclagem e da resistência ao cisalhamento e à tração na colagem e recolagem de bráquetes ortodônticos em esmalte humano. Em uma amostra de 80 incisivos centrais superiores, 40 foram submetidos a resistência à tração variando a viscosidade do *primer* e a termociclagem, e 40 foram submetidos ao teste de cisalhamento nas mesmas condições. A resistência à tração na recolagem de bráquetes foi determinada sobre o mesmo dente que havia sido sujeito às mesmas variáveis da colagem original. A termociclagem afetou negativamente a resistência de união no teste de tração na colagem e na recolagem. O *primer* da resina não teve efeito adicional na resistência à tração ou ao cisalhamento, tanto na colagem quanto na recolagem. A tração *versus* o cisalhamento, ou a colagem *versus* a recolagem, não apresentaram diferenças estatísticas significativas para os corpos-de-prova preparados de forma similar.

Com o objetivo de substituir os dentes humanos nos testes de união, Nakamichi *et al.*, em 1983, compararam a resistência de união de adesivos sobre esmalte bovino e dentes humanos empregando cinco cimentos dentais e duas resinas compostas. Não foram encontradas diferenças estatisticamente

significativas na resistência de união entre os dentes bovinos e humanos com nenhum dos materiais utilizados, embora os valores médios tenham sido inferiores para os dentes bovinos. Concluíram que os dentes bovinos podem ser utilizados nos testes de união como substitutos dos dentes humanos.

Wheeler e Ackerman, em 1983, estudaram, *in vitro*, os efeitos da reciclagem dos bráquetes ortodônticos sobre a espessura dos fios de suas malhas de retenção. Os bráquetes foram colados na superfície vestibular de dentes pré-molares extraídos. A resistência de união à tração foi determinada em máquina de ensaio universal por meio de quatro fios de aço inoxidável de 0,012 polegadas de diâmetro conectados sob as asas dos bráquetes. Os bráquetes foram então reconicionados por um eletropolimento térmico-químico. Após, os fios das malhas das bases dos bráquetes foram novamente mensurados, sendo então colados, e novo teste de tração foi efetuado. Os autores concluíram que os fios das malhas de retenção diminuíram 7% durante o processo de reconicionamento e que os bráquetes novos eram 6% mais retentivos do que os reciclados.

O estudo de Årtun e Bergland, em 1984, comparou o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico a 37% com o ácido sulfúrico diluído. Para classificar o modo de falha na remoção dos bráquetes, utilizaram o Índice de Adesivo Remanescente (IAR) de acordo com os seguintes escores: índice 0: sem compósito aderido ao esmalte; índice 1: menos da metade de compósito aderido ao esmalte; índice 2: mais da metade de compósito aderido ao esmalte; índice 3: todo compósito aderido ao esmalte, inclusive impressão da malha do bráquete.

Evans e Powers, em 1985, estudaram, *in vitro*, os efeitos da espessura do cimento e do tempo de exposição do *primer* ao meio oral na resistência de união à tração para três tipos de resinas de pasta única e uma resina pasta-pasta. Foram utilizados cinco gabaritos para aumentar a espessura de cimento e um umidificador a 37°C e 95% de umidade simulou o meio oral. Houve um decréscimo na resistência de união à tração à medida que a espessura do cimento aumentou, assim como um decréscimo de 11% a 24% quando o dente foi armazenado no meio oral simulado.

A resistência de união à tração de diferentes tratamentos de superfície em três tipos de bráquetes foi estudada por Siomka e Powers, em 1985. Os tratamentos foram condicionamento, silanização, condicionamento mais silanização e condicionamento mais ativação de superfície. As bases metálicas foram coladas a cilindros plásticos com resina composta, sendo então armazenadas por 24 horas em água a 37°C até serem testadas. A tração foi executada por meio de fios de aço inoxidável presos sob as asas dos bráquetes de maneira que a carga fosse aplicada diretamente ao centro dos bráquetes. Os testes foram realizados em máquina de ensaio universal Instron a uma velocidade de 0,2 cm por minuto. As bases com ranhuras apresentaram os maiores valores de resistência de união quando sem tratamento. Com condicionamento ácido a resistência de união aumentou 56%. A silanização aumentou a resistência de união dos bráquetes com tela em 28%.

Em 1988, Oliver examinou a quantidade residual de adesivo após três diferentes métodos de remoção de bráquetes (por compressão méso-distal nas

asas do bráquete por meio de um alicate; por cisalhamento na interface esmalte/resina composta por meio de alicate e por tração por meio de uma garra, engatada sob uma das aletas do bráquete, de um um alicate com apoio na face vestibular). Foram examinados os efeitos da posição do dente, do tipo de base do bráquete e do tipo de sistema adesivo utilizado. Foi encontrada uma tendência não significativa de permanência de maior quantidade de compósito nos dentes ântero-superiores e uma diferença estatística entre os compósitos do tipo pasta-pasta e pasta-líquido. O tipo de base do bráquete não mostrou diferenças significativas. O método de remoção de bráquete por tração com o alicate com garra, resultou em menos compósito remanescente do que os outros dois métodos.

Van Noort *et al.*, em 1989, realizaram um estudo crítico sobre as medições de resistência de união, e afirmaram que a determinação da resistência de união dos sistemas adesivos ao esmalte é uma matéria de grande importância e interesse. Para os autores, as variações nas resistências de união estão relacionadas com diferentes procedimentos de colagem. Entretanto, pouca atenção tem sido dada aos detalhes dos procedimentos nos testes empregados. Uma análise de elemento finito foi realizada para analisar as diferenças nas condições dos testes de resistência de união. Esta análise mostrou que a resistência ao cisalhamento e à tração é altamente dependente da geometria do elemento a ser testado e do material envolvido. Concluíram que existe uma necessidade de padronização nos procedimentos dos testes de resistência de união, para que uma comparação universalmente válida entre diferentes agentes

de união possa ser realizada. A falta deste parâmetro pode complicar a extrapolação de conclusões a respeito de prever eventos de falha.

O estudo de Fajen *et al.*, em 1990, avaliou a resistência de união de três tipos de cimento de ionômero de vidro (CIV) e uma resina composta na colagem de bráquetes ortodônticos sobre pré-molares extraídos. Para executar os testes de tração, foi desenvolvido um engate fundido que abraçava os bráquetes com precisão sob suas asas durante a descolagem. Este engate foi fixado a um gancho que, por sua vez, foi adaptado a uma máquina de ensaio universal Instron. Para simular as condições orais, a direção da puxada incluiu um vetor de torção ao longo da força de tração. Os testes foram realizados com velocidade constante de 0,5 mm por minuto. As médias de forças requeridas para a descolagem variaram conforme o tipo de cimento. Para o CIV Precise foi de 0,84 MPa, para os CIV Fuji I e Ketac-Cem foram 2,37 MPa e 3,91 MPa, respectivamente. Para a resina composta Concise a média foi de 11,27 MPa.

Söderholm correlacionou, em 1991, o desempenho de materiais restauradores adesivos *in vivo* e *in vitro*. Enfatizou a falta de padronização na maioria das metodologias de pesquisa empregadas nesta área. O autor sugeriu que os testes deveriam ser padronizados para facilitar a comparação entre estudos publicados por diferentes grupos de pesquisa.

Fowler *et al.*, em 1992, examinaram três variáveis associadas com testes de união: (1) o tipo de teste, se cisalhamento ou tração; (2) o desenho do aparelho de tração; e (3) o substrato dentário, se humano ou bovino. Os achados não revelaram diferenças estatisticamente significativas na resistência

de união entre os testes de tração ou cisalhamento. Entretanto, o teste de cisalhamento produziu falhas adesivas mais acentuadas. Por este motivo, os autores recomendam usar o cisalhamento nos testes de união. A resistência de união de alguns sistemas adesivos diferiu significativamente quando testados por dois aparelhos de tração diferentes. O diferente desenho dos aparelhos de teste pareceu afetar os valores. As medidas de resistência de união obtidas com esmalte humano e bovino foram essencialmente comparáveis, embora tenha havido uma tendência para maiores valores de união com esmalte bovino do que com o humano.

Harris, Joseph e Rossouw, em 1992, avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes ortodônticos metálicos, cerâmicos e plásticos, e verificaram a resistência de união de bráquetes cerâmicos recolados com e sem silano. Em 75 pré-molares extraídos, os bráquetes foram colados com a resina composta Ortho-Concise (3M). Os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C por 7 dias e depois submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron. O cisalhamento foi feito por meio de um fio de 0,020 polegadas colocado sob as asas dos bráquetes e tensionado no sentido cérvico-incisal. Os resultados mostraram diferenças significativas entre os bráquetes metálicos quando comparados com os bráquetes estéticos. As falhas nos bráquetes de cerâmica ocorreram na interface resina-bráquete, enquanto nos bráquetes plásticos ocorreram predominantemente na interface resina-esmalte.

Øilo, em 1992, estudou a degradação das resinas compostas no meio bucal e constatou que existe um complexo processo de interação que nenhum teste *in vitro* é capaz de reproduzir. Ele concluiu que a correlação entre os testes *in vitro* e a situação clínica não está bem estabelecida e que existe uma necessidade de desenvolver padrões de testes *in vitro* e *in vivo*. Segundo o autor, a biodegradação é o resultado da combinação da desintegração e dissolução em saliva, da degradação química e física, do desgaste causado pela mastigação e da erosão provocada pelos alimentos e pela atividade bacteriana.

Smith e Shivapuja, em 1993, avaliaram a resistência de união de bráquetes ortodônticos colados com sete materiais de colagem ortodôntica, três fotopolimerizáveis e quatro quimicamente ativados em 10 grupos de 15 incisivos mandibulares extraídos. Os bráquetes foram posicionados nas superfícies vestibulares dos incisivos, sendo armazenados a 37° C por 5 dias. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal Instron. Um fio de aço inoxidável de 0,5 mm foi colocado sob as asas gengivais dos bráquetes e movido no sentido oclusal a uma velocidade de 0,5 mm por minuto. Todas as amostras foram comparadas com a colagem com a resina composta Concise Ortodôntico (3M). Os resultados mostraram que as resinas compostas fotopolimerizáveis de dupla ativação apresentaram valores de resistência de união adequados às forças ortodônticas normais.

Em uma revisão de literatura, Fox *et al.*, em 1994, encontraram grande variedade de materiais e métodos utilizados para testar a resistência de união de bráquetes. Concluíram que a falta de consenso na configuração dos testes

experimentais afeta ou impossibilita a validade de comparação de resultados de estudos similares. Os autores propuseram um protocolo detalhado para avaliar a resistência de união de bráquetes ortodônticos.

O estudo de Katona e Chen, em 1994, verificou experimentalmente e analiticamente as cargas de tração aplicadas em um sistema bráquete/cimento sob teste de resistência de união. Foi construído um protótipo com fios de ligadura com o propósito de analisar como a construção e a espessura do fio de ligadura, afetam o alinhamento das cargas aplicadas. Os testes de tração mostraram uma grande variação nos perfis de curva força-elongação. Um modelo de engenharia foi desenvolvido para explicar estes desvios. Os níveis de tensão no cimento de um bráquete ortodôntico colado depende, em larga extensão, do alinhamento das cargas de tração que são aplicadas sobre o espécime. Os resultados indicaram que é virtualmente impossível aplicar uniformemente cargas de tração ao bráquete. Foi, então, proposta pelos autores a construção de um dispositivo com fio de ligadura fino e mais longo, pré-esticado e lubrificado, para reduzir alguns dos efeitos inevitáveis do desalinhamento de carga sobre o bráquete.

O modelo de elemento finito de um bráquete ortodôntico colado com cimento de ionômero de vidro foi desenvolvido por Katona e Moore, em 1994. O carregamento no modelo simulou condições de carga de tensão associadas com testes de resistência de união. O principal propósito do projeto foi averiguar os efeitos do desalinhamento de carga na tensão calculada na camada de cimento. Os resultados indicaram que os valores de tensão máxima aumentavam à

medida que a angulação de deflexão de carga aumentava. Quando uma carga de tração era inadvertidamente aplicada inteiramente em uma asa do bráquete, os componentes de tensão praticamente duplicavam em magnitude. Os autores concluíram que falhas coesivas no cimento ocorrem quando a tensão máxima localmente exceder a resistência de tração do cimento, ou se a máxima tensão de cisalhamento exceder sua resistência de cisalhamento. As falhas adesivas ocorrem quando componentes locais de cargas que agem perpendicularmente às interfaces esmalte-cimento ou cimento-bráquete excederem a resistência de união da interface. Estes componentes tendem a arrancar a interface.

Zachrisson, em 1994, comentou que o alicate para remoção de bráquetes, da 3M Unitek, do tipo pistola, é posicionado horizontalmente sobre o bráquete com a garra alinhada oclusogengivalmente sob a aleta, sendo firmemente apertado até o bráquete se separar do dente. Por possuir uma garra de aprisionamento de aletas do bráquete, contrapondo apoios à superfície vestibular do dente, elimina a sobrecarga gerada nos ligamentos periodontais por alicates comuns.

Em 1995, Blight e Lynch compararam a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes ortodônticos cerâmicos colados com diferentes técnicas de condicionamento de esmalte. Oitenta pré-molares extraídos foram condicionados com ácido fosfórico a 37%, ou com ácido nítrico a 2,5%. Os bráquetes cerâmicos foram colados com dois cimentos de ionômero de vidro modificados por resina. O ensaio de cisalhamento foi realizado com velocidade de 2 mm/minuto, sendo os locais de falha de união avaliados pelo Índice de

Adesivo Remanescente (IAR). Foram encontradas fraturas de esmalte em todos os grupos estudados, porém não houve diferenças estatisticamente significativas na resistência de união de bráquetes cerâmicos colados sobre esmaltes condicionados com ácido nítrico a 2,5% ou ácido fosfórico a 37%. Nos dentes condicionados com ácido nítrico, menor quantidade de material permaneceu na superfície do esmalte após a remoção dos bráquetes.

Matasa, em 1995, ao examinar bráquetes removidos após tratamentos ortodônticos, encontrou a presença de microorganismos aeróbicos e anaeróbicos nas resinas remanescentes. O autor concluiu que a biodegradação dos adesivos e das resinas compostas pode contribuir para a falha de união na colagem entre o bráquete e o dente.

A influência do tempo de fotopolimerização na colagem de bráquetes foi estudado por Oesterle *et al.*, em 1995. Os autores recomendaram utilizar 40 segundos de luz halógena (20 segundos na mesial e 20 segundos na distal do bráquete) e esperar pelo menos cinco minutos após a fotopolimerização para inserir o arco nos bráquetes para minimizar os riscos de falhas.

Egan *et al.*, em 1996, avaliaram a resistência de união de bráquetes recolados com dois diferentes sistemas de união. Em dois grupos de 30 pré-molares compararam os valores obtidos na colagem inicial e na recolagem. Os testes foram realizados com uma máquina Instron a uma velocidade de 5 mm/min. A média de resistência de união na recolagem foi de 78,8 kg cm⁻² para o sistema de pasta única, e de 182,7 kg cm⁻² para colagem inicial com sistema

pasta-pasta. As falhas de união ocorreram na maioria das amostras na interface resina/esmalte.

Em 1996, Millet e McCabe realizaram uma revisão de literatura dos estudos realizados *in vitro* e *in vivo* sobre a colagem de bráquetes ortodônticos com cimentos de ionômero de vidro. Foram revisados os efeitos dos diferentes preparos do substrato na resistência de união, bem como os tipos de testes aplicados. Dentre os tipos de testes relatados, o mais utilizado foi o de cisalhamento. Segundo os autores, tanto o cisalhamento quanto a tração podem ser utilizados, mas recomendam o cisalhamento por ser o que mais representa a situação clínica. Quanto à mensuração da resistência de união, os autores recomendam o uso da unidade megapascal (MPa), por medir a força pela unidade de área.

A distribuição das forças geradas no sistema de colagem ortodôntico, nos bráquetes e no esmalte foi estudado por Katona, em 1997, empregando a análise de elementos finitos. O autor observou que as cargas não são homogêneas durante os testes, contradizendo a suposição prevalente de pressão uniforme na maioria dos protocolos experimentais *in vitro*. Apresentou evidências enfatizando a imprópria comparação de resultados derivados de diferentes tipos de cargas (cisalhamento, tração e torção) e mostrou que a forma de aplicação da carga afeta os valores de resistência de união.

O estudo de Nkenke *et al.*, em 1997, comparou, por meio de teste de tração, a resistência de união de bráquetes metálicos, cerâmicos e plásticos colados sobre esmalte bovino. Para a cimentação foram utilizadas uma resina

ortodôntica convencional pasta-pasta, uma do tipo pasta única, uma fotopolimerizável e um cimento de ionômero de vidro fotopolimerizável. Os dados foram avaliados pela análise de Weibull, e os maiores valores, para 10% de probabilidade de falha, foram encontrados nos bráquetes plásticos usando uma resina pasta-pasta. Entretanto, a carga de tração para 90% de probabilidade de falha foi ao redor de 10 MPa, com riscos de produzir fraturas no esmalte. As falhas de união ocorreram predominantemente entre os bráquetes e as resinas. Quando a falha de união ocorreu na interface esmalte-resina, pôde-se identificar, por meio de microscopia eletrônica de varredura, a presença de prismas de esmalte aderidos na resina.

Olsen *et al.*, em 1997, compararam os efeitos do ácido fosfórico e do ácido maléico como condicionadores de esmalte, e de diferentes adesivos na resistência de união de bráquetes ortodônticos ao esmalte dentário. Também verificaram a localização das falhas. Os resultados não mostraram diferenças de resistência de união estatisticamente significativas, porém o uso do ácido maléico produziu uma significativa e desfavorável mudança de localização de falha para a interface adesivo/esmalte. Os autores enfatizaram que o padrão de falha índice 3 é o que tem menor probabilidade de lesar o esmalte.

Em um artigo de revisão, Powers, Kim e Turner, em 1997, relataram que a localização da falha de união pode indicar a causa do problema. A colagem em ortodontia pode ser estudada usando-se modelos clínicos controlados ou modelos clínicos simulados *in vitro*, ou também modelos de substratos isolados, nos quais a união de um adesivo à estrutura dentária ou ao bráquete é estudada

independentemente. A resistência de união é usualmente medida por tração ou cisalhamento em máquinas de ensaio universal. Nos testes de cisalhamento, os bráquetes recebem uma carga por meio de uma lâmina ou fio, sendo aplicada uma força no sentido paralelo ao substrato. Nos testes de tração, o bráquete é puxado perpendicularmente ao substrato. Tanto os testes de cisalhamento quanto os de tração são válidos para estudar a resistência de união de bráquetes ortodônticos.

Após uma revisão dos protocolos de testes de resistência de união de bráquetes ortodônticos, Stanford *et al.*, em 1997, enfatizaram a necessidade de padronização para que os resultados de diferentes pesquisadores possam ser comparados. Segundo os autores, a padronização dos protocolos dos testes irá levar a uma melhor qualidade dos produtos ortodônticos.

Para Oesterle, Shellhart e Belanger, em 1998, o esmalte bovino é normalmente utilizado nos estudos de colagem em esmalte. O esmalte bovino tem a vantagem da fácil obtenção e da microestrutura similar ao esmalte humano. Neste estudo, a resistência de união sobre esmalte utilizando um adesivo ortodôntico foi comparada entre dentes decíduos bovinos, permanentes bovinos e esmalte humano, assim como o efeito na resistência de união de múltiplas recolagens sobre o esmalte bovino. Os resultados mostraram que a resistência de união ao esmalte bovino foi 21% a 44% menor do que ao esmalte humano, sendo a resistência de união ao esmalte bovino decíduo significativamente maior do que ao permanente bovino. Tanto os incisivos decíduos quanto os permanentes podem ser usados, como também ser

eventualmente distribuídos num mesmo grupo de amostra. O esmalte bovino foi recolado cinco vezes sem afetar significativamente a resistência de união, podendo, assim, ser reutilizado em estudos de colagem sem afetar significativamente os resultados.

Sunna e Rock, em 1998, ao estudarem o desempenho clínico dos sistemas adesivos de bráquetes ortodônticos em um estudo randomizado com 40 pacientes e 607 bráquetes, não encontraram associação entre o local de falha e o tempo decorrido após a colagem. Os autores afirmaram que, embora as propriedades mecânicas das resinas compostas tenham sido exaustivamente estudadas em laboratório, sua situação clínica não tem sido acuradamente replicada. Concluíram que o estudo de resistência de união, feito *ex vivo*, não teve correlação com os valores médios de falha clínica e questionou sua aplicabilidade em situações clínicas.

Em 1999, Chung, Cuozzo e Mante testaram a resistência de união da resina composta Concise (3M) e do cimento de ionômero de vidro modificado por resina fotopolimerizável Fuji Ortho LC (GC) colados a dentes humanos extraídos sob diferentes condições de colagem: 1-Concise/condicionado/seco; 2-Fuji/condicionado/seco; 3-Fuji/condicionado/úmido; 4-Fuji/não condicionado/seco e 5-Fuji/não condicionado/úmido. Os grupos Concise/condicionado/seco e Fuji/condicionado/úmido mostraram médias de resistência de união similares (10,5 e 8,2 MPa, respectivamente). Os outros três grupos apresentaram valores consideravelmente menores. A diferença entre o Fuji/condicionado/seco e o Fuji/condicionado/úmido não foi estatisticamente significativa. Em todos os

grupos condicionados o local de falha de união se deu entre o bráquete e o adesivo, e nos grupos não condicionados o local de falha ocorreu entre o adesivo e o esmalte. Os autores concluíram que é necessário condicionar a superfície do esmalte para se obter uma ótima resistência de união com Fuji Ortho LC.

Para Eliades *et al.*, em 1999, o multifacetado meio ambiente intra-oral não pode ser simulado com as metodologias de pesquisa atualmente disponíveis, as quais procuram reproduzir a situação bucal por meio da exposição de materiais a vários eletrólitos, saliva artificial, água ou outros meios. Assim, existe uma notável falta de evidência em relação ao padrão de desgaste intra-oral dos materiais ortodônticos e fenômenos associados como alterações de superfície, mudanças estruturais e variações nas propriedades mecânicas.

Kanemura, Sano e Tagami, em 1999, avaliaram a resistência de união de quatro sistemas adesivos sobre superfícies de esmalte intactas ou asperizadas com pontas diamantadas. Foram utilizados terceiros molares humanos extraídos para medir a resistência de união ao esmalte por microtração. Não foi observada diferença significativa entre os diferentes materiais quando aplicados sobre esmalte asperizado. Entretanto, os sistemas autocondicionantes apresentaram, estatisticamente, menor resistência de união ao esmalte intacto do que os sistemas de união com condicionamento com ácido fosfórico. Concluíram que o condicionamento prévio com ácido fosfórico produz boa resistência de união tanto ao esmalte asperizado quanto ao esmalte intacto. Os sistemas

autocondicionantes também produzem boa união ao esmalte asperizado, porém produziram uma menor resistência de união ao esmalte intacto.

Meehan, Foley e Mamandras, em 1999, buscaram determinar, *in vitro*, a resistência de união ao cisalhamento e a localização das falhas dos materiais ionoméricos Fuji Ortho LC (GC) e Ultra Band Lok (Reliance), sendo estes comparados com a resina composta Transbond XT (3M Unitek). Os bráquetes ortodônticos foram colados nas faces vestibulares de 200 pré-molares. Os cinco diferentes grupos (n=40) foram armazenados em água destilada a 37° C por 30 dias e submetidos à termociclagem antes dos testes de resistência de união por cisalhamento. A resistência de união do Ultra Band Lok, testado em meio úmido e seco, foi similar ao Transbond XT, sendo que a resistência de união destes materiais foi superior ao Fuji Ortho LC. Entretanto, o Fuji Ortho LC com condicionador de esmalte demonstrou um valor médio clinicamente aceitável de 7,68 MPa. Embora o Fuji Ortho LC e o Ultra Band Lok sejam ionômeros de vidro resinosos, sua constituição química individual varia, influenciando o desempenho clínico.

O estudo de Mui *et al.*, em 1999, verificou a resistência de união na colagem e recolagem de bráquetes ortodônticos utilizando diferentes tipos de condicionamento de esmalte, e compararam a resina composta autopolimerizável Concise (3M) e a fotopolimerizável Transbond XT (3M Unitek). Foram empregados 104 dentes bovinos embebidos em blocos de resina acrílica, mantendo expostas apenas as faces vestibulares, que foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 60 segundos. Toda a amostra foi armazenada em

água destilada a 37° C por sete dias antes do teste. Os resultados mostraram que a resina composta Transbond XT produziu uma maior resistência de união na colagem inicial do que a Concise.

Em um estudo crítico sobre diversos protocolos de estudo de resistência de união de bráquetes ortodônticos, Eliades e Brantley, em 2000, enfatizaram a importância biomecânica de uma interface estável entre o material de colagem e o bráquete, assim como entre o material de colagem e o esmalte, para que as cargas geradas a partir do encaixe de um arco ativado possam ser transferidas ao dente. Encontraram que, apesar da grande quantidade de informação apresentada em vários artigos durante a última década, existe uma nítida falta de consenso a respeito dos valores clínicos de resistência de união adequados entre o bráquete e o elemento dental. Enfatizaram que isto é devido às diferenças existentes entre os estudos *in vitro* e a situação clínica. Exemplo desta diferença é a velocidade de carregamento de 0,5 mm/minuto empregada nos testes em máquina de ensaio universal, sendo que esta velocidade não corresponde às condições clínicas, uma vez que na descolagem *in vivo* espera-se uma velocidade maior. Além disso, como nenhum protocolo confiável para estimar *in vitro* a resistência de sistemas de união ortodônticos tem sido descrito, os autores propõem um protocolo para estes estudos.

Bishara *et al.*, em 2001, estudaram, *in vitro*, os efeitos do uso de um sistema autocondicionante na resistência de união de bráquetes ortodônticos colados sobre esmalte de dentes humanos. No grupo controle, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37%, seguido da colagem dos bráquetes

com Transbond XT (3M Unitek), sendo fotopolimerizados por 20 segundos. No grupo experimental, um *primer* autocondicionante foi aplicado sobre o esmalte por 15 segundos, sendo os bráquetes colados também com Transbond XT. Os autores concluíram que o uso do *primer* autocondicionante resultou em uma resistência de união significativamente menor, porém aceitável clinicamente (7,1 MPa), quando comparada com o grupo controle (10,4 MPa). O índice de adesivo remanescente (IAR) indicou haver mais adesivo nos dentes colados com o sistema autocondicionante do que nos colados com o sistema convencional.

Um dispositivo para descolar e registrar, *in vivo*, a resistência de união de bráquetes ortodônticos foi desenvolvido por Pickett *et al.*, em 2001. Os autores compararam os resultados de testes de resistência de união *in vitro* com os valores obtidos *in vivo*. Para o estudo *in vitro*, foram utilizados 60 pré-molares extraídos, sendo divididos em dois grupos com 30 dentes cada. Em ambos os grupos, bráquetes metálicos foram colados com Transbond XT (3M Unitek). No primeiro grupo foi realizado teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal, enquanto que, no segundo grupo, foi utilizado o instrumento que foi desenvolvido a partir de um alicate de colocação de elásticos separadores. O alicate foi modificado para pressionar um gancho na parte gengival do bráquete com apoio na face oclusal do dente, fazendo a remoção do bráquete por cisalhamento, enquanto a outra extremidade do alicate comprimia um dinamômetro digital que registrava a força de descolagem. A média de resistência de união para o grupo submetido à máquina de ensaio foi de 11,02 MPa, e, no grupo submetido ao instrumento desenvolvido, de 12,82 MPa. Para o

estudo *in vivo*, oito pacientes foram submetidos a tratamentos ortodônticos e, após um tempo médio de 23 meses, 60 bráquetes colados em 60 pré-molares foram descolados com o instrumento desenvolvido. A média de resistência de união foi de 5,47 MPa. Foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos testados, e os resultados indicaram que os valores médios de resistência de união *in vivo*, obtidos ao final de tratamentos ortodônticos, foram significativamente menores do que os valores obtidos *in vitro*.

Sinhoreti *et al.*, em 2001, compararam a influência do uso de fios ortodônticos, fita de aço ou cinzel nos testes de união por cisalhamento na interface dentina/resina. Foram utilizados 48 dentes humanos, divididos em três grupos. Os dentes foram lixados até se obter uma superfície plana e, sobre esta, foi posicionada uma fita adesiva com um orifício de 4 mm de diâmetro. Após, a superfície dentinária foi tratada com Scotchbond Multi Purpose (3M) e sobre esta foi aplicado um cilindro de resina composta Z-100 (3M). As amostras foram armazenadas a 37°C e 100% de umidade relativa, por 24 horas, e então submetidas à termociclagem com 500 ciclos. Os testes foram realizados em máquina de ensaio universal Otto Wolpert, com velocidade de carregamento de 6 mm por minuto. Os resultados mostraram que o cisalhamento com fio ortodôntico produziu os maiores valores (13,33 MPa), seguido do cinzel (7,81 MPa) e da fita de aço (4,87 MPa). Pequenas variações nas metodologias de testes de cisalhamento produziram valores estatisticamente diferentes de resistência de união.

Em 2002, Arnold *et al.* compararam a resistência de união de bráquetes ortodônticos colados a dentes humanos com o sistema adesivo autocondicionante Transbond Plus Etching Primer (3M Unitek) e o sistema adesivo convencional Transbond XT (3M Unitek). A amostra de 48 dentes foi dividida em quatro grupos com 12 dentes. No grupo 1 (controle) foi empregado o sistema adesivo convencional e, no grupo 2, o sistema adesivo autocondicionante. A descolagem foi realizada 15 segundos após a colagem. O grupo 3 foi igual ao grupo 2, porém a descolagem se deu após 2 minutos. O grupo 4, também igual ao grupo 2, foi descolado após 10 minutos. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal a uma velocidade de 1mm/minuto. Os autores não encontraram diferenças estatisticamente significativas entre os quatro grupos.

Bishara *et al.*, em 2002, avaliaram a resistência de união ao cisalhamento quando realizadas repetidas colagens de bráquetes ortodônticos ao esmalte empregando dois adesivos, um compósito e um cianoacrilato. Foram utilizados 31 molares humanos. No grupo 1, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 37%, seguido da aplicação de adesivo e colagem dos bráquetes com Transbond XT (3M Unitek), sendo fotoativado por 20 segundos. No grupo 2, os dentes foram condicionados com ácido fosfórico a 35% e colados com Smartbond (Gestenco). Em cada grupo, os dentes foram colados e recolados três vezes com o mesmo sistema adesivo. Em cada seqüência, os bráquetes foram removidos 30 minutos após a colagem para simular uma situação clínica, em que um novo bráquete colado era amarrado ao arco. Os resultados

indicaram que, na primeira seqüência de descolagem, os dois sistemas não apresentaram diferenças significativas na resistência de união. Entre a seqüência de descolagem 1 e 2, houve um decréscimo significativo na resistência de união. Quando os dois sistemas adesivos foram comparados, na segunda seqüência de descolagem, a resistência de união do Transbond XT foi significativamente maior do que o Smartbond. Entre as seqüências de descolagem 2 e 3 não houve diferenças significativas entre os sistemas adesivos. Os valores mais altos de resistência de união foram obtidos após a colagem inicial. Os dentes recolados tiveram valores de resistência de união significativamente menores.

O estudo de Evans *et al.*, em 2002, consistiu na avaliação de distintos tempos de polimerização com aparelhos apresentando diferentes tipos de fibras ópticas e diferentes fontes de luz na resistência de união de bráquetes colados com Transbond XT (3M Unitek) em dentes bovinos. Foram utilizados 240 incisivos inferiores, que foram divididos em 16 grupos de 15 dentes. Cada grupo foi polimerizado com uma luz específica e tempo determinado. Oito grupos foram submetidos ao teste de cisalhamento após 5 minutos da fotopolimerização, e os outros 8 grupos após 24 horas da fotopolimerização. Os grupos submetidos ao cisalhamento 24 horas após a fotopolimerização apresentaram um aumento significativo na resistência de união em relação aos grupos submetidos ao teste 5 minutos após a fotopolimerização. Os resultados indicaram que os aparelhos Power Slot e Turbo Tip (Ormco Sybron Dental Specialties) podem reduzir significativamente o tempo de fotopolimerização para

10 segundos por bráquete, sem afetar a resistência de união, quando comparados com os aparelhos padrões utilizados.

Murray e Hobson, em 2003, compararam, *in vivo* e *in vitro*, a resistência de união de bráquetes colados com dois tipos de resina. Encontraram que a resistência de união da resina Transbond XT (3M Unitek) foi significativamente menor (9,78 MPa) quando exposta ao meio bucal por 4 semanas em comparação com o estudo *in vitro* (14,34 MPa). Com a resina Heliolit os valores foram de 8,16 MPa *in vivo* e de 10,96 MPa *in vitro* após 4 semanas. Para esta mesma resina os valores foram de 9,96 MPa *in vivo* e 13,61 *in vitro* após 8 semanas. Segundo os autores, esta diferença entre os testes *in vivo* e *in vitro* enfatiza a necessidade de criar um método para testar os efeitos do meio oral sobre as resinas compostas usadas em Ortodontia. Segundo os autores, este método deveria preencher os seguintes critérios: focar as propriedades clinicamente relevantes das resinas compostas (geralmente resistência de união); ser reproduzível e capaz de comparar materiais; expor os materiais completamente ao meio bucal; ser clinicamente bem tolerado pelos pacientes por longos períodos de tempo; ser adequado para grandes amostragens clínicas sem requerer seleção de regiões para dentições ou oclusões específicas; permitir ao investigador introduzir e remover materiais no meio bucal, testá-los e substituí-los com mínimos danos para o paciente e o operador; ser relativamente econômico.

Para Eliades *et al.*, em 2003, as configurações dos laboratórios e os protocolos usados para simular as condições intra-orais não reproduzem o

verdadeiro ambiente oral. O principal fator que distingue a cavidade oral do meio *in vitro* é a presença de uma complexa flora oral e seus bioprodutos, bem como o acúmulo de placa nos materiais.

Abu Alhaija e Al-Wahadni, em 2004, investigaram a resistência de união de bráquetes ortodônticos colados com os materiais Panavia-21 (Kuraray) e Transbond XT (3M Unitek), empregando o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico a 37% ou com o jateamento com óxido de alumínio. Concluíram que o Panavia-21 sobre o esmalte condicionado com ácido fosfórico produziu os mais altos valores de resistência de união. A resistência de união com Transbond XT sobre o esmalte condicionado com ácido fosfórico foi menor no grupo em que as bases dos bráquetes foram jateadas. Os locais de falha, medidos pelo índice de adesivo remanescente, ocorreram principalmente na interface bráquete-adesivo no grupo em que o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico, e na interface esmalte-adesivo no grupo em que o esmalte foi jateado com óxido de alumínio.

Empregando os sistemas adesivos Transbond APC II (3M Unitek) e Quick Cure (Reliance), Oesterle, Shellhart e Fisher, em 2004, testaram a eficácia da prévia polimerização dos *primers* destes sistemas no aumento da resistência de união. Em uma amostra de 160 dentes bovinos, divididos em grupos de 20 espécimes, os autores não encontraram diferenças estatisticamente significativas entre esta técnica e a técnica padrão. A resistência de união com o adesivo Quick Cure foi superior ao adesivo Transbond APC II após 24 horas. Concluíram que não há necessidade de fotopolimerizar o *primer* do sistema

adesivo antes da colocação do bráquete com a resina, além desta técnica necessitar de um procedimento a mais no momento da colagem.

Romano *et al.*, em 2004, compararam a resistência ao cisalhamento de bráquetes colados ao esmalte bovino e humano e observaram o índice de adesivo remanescente (IAR). A amostra constou de 30 dentes, composta por 10 incisivos inferiores permanentes humanos, 10 incisivos inferiores permanentes bovinos e 10 incisivos inferiores decíduos bovinos. O esmalte foi condicionado com ácido fosfórico a 37%, sendo os bráquetes metálicos colados com o compósito Concise Ortodôntico (3M). Os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio de cisalhamento com velocidade de 0,5 mm por minuto. Não foram encontradas diferenças estatísticas significativas entre os grupos, tanto nos valores de resistência quanto na avaliação do IAR.

Eliades e Bourauel, em 2005, concluíram que a exposição dos materiais ortodônticos ao meio bucal está associada com padrão de envelhecimento caracterizado por calcificação da matriz protéica. Este efeito, associado com vários outros fatores, pode interferir no meio bucal, tornando-o capaz de alterar a composição e estrutura morfológica, bem como as propriedades mecânicas das ligas ortodônticas e dos polímeros.

Em 2005, Klocke e Kahl-Nieke estudaram a localização da força nos testes de resistência de união de bráquetes ortodônticos. Foram utilizados três grupos de 30 dentes bovinos que foram condicionados com ácido fosfórico a 37% por 30 segundos, sendo colados bráquetes ortodônticos com resina composta. As orientações das forças de descolagem se deram na base do

bráquete (grupo A), no encaixe para a ligadura (grupo B) e na oclusal da aleta do bráquete (grupo C). Os resultados mostraram que houve uma diferença significativa quando a força foi aplicada na base do bráquete (grupo A) em relação aos outros dois grupos. O índice de adesivo remanescente (IAR) também mostrou diferenças significativas, variando de uma média de 1,53 no grupo A para uma média de 2,10 no grupo C.

4 MATERIAIS E MÉTODO

4.1 Instrumentação de um alicate para medição da força de descolagem de bráquetes ortodônticos

A instrumentação eletro-eletrônica de um alicate de Polipropileno marca 3M Unitek (Debracketing Instrument - 444-761, Instrument kit), para medição da força de descolagem de bráquetes ortodônticos, foi desenvolvida no Laboratório de Instrumentação e Medição do Departamento de Engenharia Mecânica e Mecatrônica da Faculdade de Engenharia da PUCRS.

O mecanismo de ação deste alicate consiste de um gancho confeccionado com fio de aço inoxidável de 0,40 mm de diâmetro que deve ser posicionado sob uma das aletas do bráquete ortodôntico para exercer tração ao pressionar o braço ativo do alicate. O alicate deve ficar posicionado horizontalmente sobre o bráquete com os apoios alinhados oclusogengivalmente, em contato com o esmalte dentário, para permitir a transferência de carga de tração ao bráquete e, assim, descolá-lo.

O princípio de funcionamento do alicate instrumentalizado consistiu em medir a força aplicada no braço ativo do alicate. Para isto, foi necessário mensurar a deformação deste braço.

Com o objetivo de aumentar a deformação resultante da aplicação manual sobre o braço ativo do alicate, foram realizados 5 orifícios de 2 mm de

diâmetro, com o auxílio de uma broca de 2 mm em baixa rotação, no 1/3 superior da superfície lateral do braço (Figura 1).



Figura 1: Orifícios confeccionados na superfície lateral do braço ativo do alicate.

Os 2/3 da superfície anterior e posterior do braço ativo do alicate foram metalizados empregando-se uma composição de limalha de ferro e cianoacrilato. O objetivo deste procedimento foi melhorar a condução térmica, dissipando, assim, mais calor. A geração de calor localizado, devido à alimentação elétrica dos extensômetros, provoca alterações nas leituras e falta de acurácia nas medições efetuadas.

O elemento sensor utilizado foi composto por dois extensômetros de resistência elétrica de Constantan (45% Ni; 55% Cu) com 10 mm de grade do tipo folha, com compensação de temperatura para aço (Kyowa, Chofu, Tokio, Japão), os quais foram colados sobre as superfícies metalizadas (Figura 2). A colagem dos dois extensômetros foi realizada com adesivo à base de éster de

cianoacrilato (Loctite, São Paulo, SP, Brasil) sobre superfícies previamente lixadas, sem polir, e limpas com álcool isopropílico, de acordo com as instruções prescritas pelo fabricante. Um extensômetro foi colado na face anterior do braço do alicate e o outro na face posterior, ambos no sentido longitudinal ao braço do alicate. Após a colagem, foram feitas as soldagens dos fios dos extensômetros ao circuito tipo meia-ponte de Wheatstone.

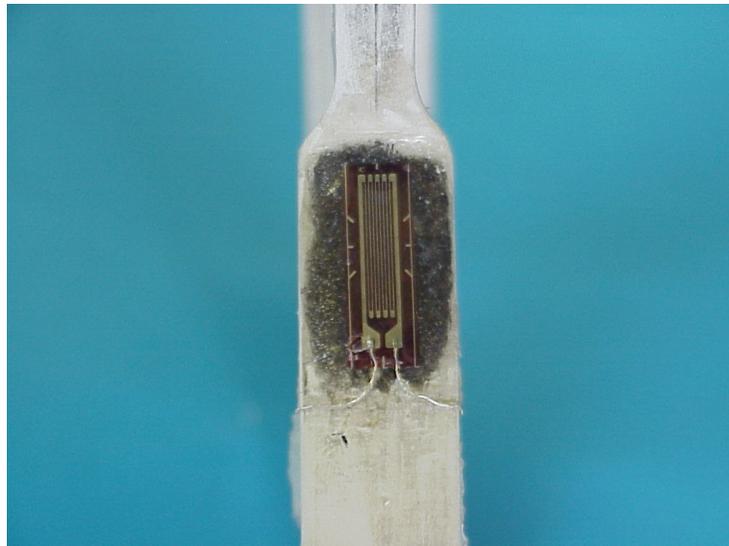


Figura 2: Extensômetro colado sobre a superfície metalizada na parte anterior do braço ativo do alicate.

Em volta dos extensômetros foi aplicada uma camada de silicone sem ácido acético, com a finalidade de protegê-los (Figura 3).

A tensão gerada pelos extensômetros a partir da deformação do braço do alicate foi multiplicada por um circuito amplificador composto pelo circuito integrado INA 101HP (Texas Instruments, Thief River Falls, MN, Estados Unidos), o qual gerou o sinal pronto para um microprocessador ATMEGA 8

(Atmel Corporation). Este último exhibiu os valores já convertidos em kgf num *display* em tempo real (Figura 4).

A temperatura média do laboratório, durante as experiências, foi de $26,5^{\circ}$ C e a umidade de 70%.



Figura 3: Elemento sensor recoberto por camada de silicone.



Figura 4: *Display* onde os valores eram exibidos em kgf.

A calibração do equipamento consistiu de três ajustes:

- 1) Balanceamento da ponte de extensômetros (circuito tipo ponte de Wheatstone na configuração de meia-ponte por serem usadas duas resistências e dois extensômetros) (Figura 5);
- 2) Ganho do amplificador;
- 3) *Off-set* da saída do amplificador.

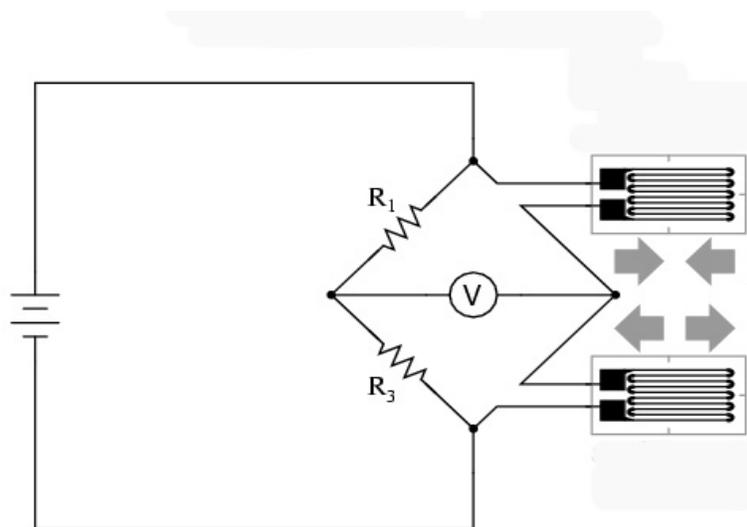


Figura 5: Circuito em meia-ponte de Wheatstone com os dois extensômetros, um em extensão e outro em compressão.

4.2 Procedimento de aferição do alicate modificado

Para aferição do alicate foram utilizados pesos de 1 kg, 2 kg, 3 kg, 4 kg, 5 kg, 6 kg e 7 kg, que foram previamente aferidos em balança de precisão. O alicate foi posicionado e fixado em um torno de bancada, o que garantiu que sempre permanecesse na mesma posição durante as medições. Em um prato plástico com 18 cm de diâmetro interno e 3 cm de altura foram realizados três

orifícios eqüidistantes na parte lateral, nos quais foram amarrados fios de aço inoxidável de 0,30 mm de diâmetro e 50 cm de altura, que se uniram a um gancho confeccionado com fio de aço inoxidável de 0,70 mm de diâmetro, sendo este então encaixado à garra de aprisionamento de bráquetes do alicate de descolagem (Figura 6).



Figura 6: Alicates posicionado no torno de bancada e aferição com o peso.

As medições foram realizadas por dois avaliadores. O posicionamento da mão no alicate foi combinado e padronizado entre os avaliadores, de forma que os dedos indicador, médio, anular e mínimo foram posicionados ao longo do braço ativo, e o polegar no braço fixo.

Cada peso foi colocado no prato plástico, e, zerado o *display*, foi então realizado o ensaio de medição por meio do deslocamento do braço ativo e levantamento do peso.

Foram realizadas 20 repetições para cada peso. O valor numérico registrado no *display* foi anotado e, ao final das 20 leituras, foi realizada a média aritmética.

4.3 Confecção dos corpos-de-prova

4.3.1 Amostra

A amostra foi formada por 75 dentes incisivos bovinos permanentes hígidos, os quais foram obtidos em frigoríficos locais. Os dentes extraídos foram lavados, armazenados em água destilada e congelados até o início da pesquisa.

4.3.2 Seção dos dentes

Os 75 dentes foram seccionados de maneira a formarem fragmentos de 10 mm de altura. Primeiramente, utilizando régua e compasso de pontas secas, foram determinados, na face vestibular, os três terços da coroa de cada incisivo, de forma que cada terço possuía a mesma medida no sentido ocluso-gengival (Figura 7).

Para marcação no dente foi utilizado lápis preto HB. Em seguida, a partir do limite entre o terço médio e incisal, foi medido com régua o valor de 5 mm acima e abaixo do referido limite, onde foram traçadas duas linhas paralelas com lápis preto demarcando o local de corte (Figura 8).

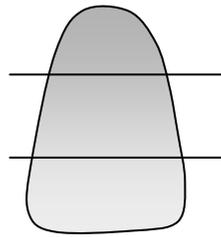


Figura 7: Delimitação dos três terços do dente. As linhas paralelas representam os limites dos terços da coroa do incisivo.

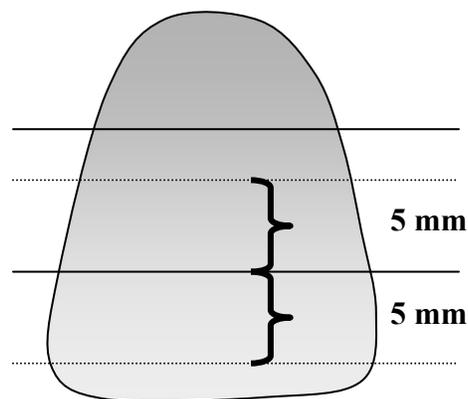


Figura 8: Locais de seção da coroa estão representados pelas linhas tracejadas.

4.3.3 Inclusão dos dentes

Depois de seccionados, os fragmentos foram incluídos em anéis padronizados de PVC com 20 mm de diâmetro e altura. Após, foram posicionados com a face vestibular contra uma fita adesiva fixada sobre uma superfície plana para permitir que a maior parte da superfície plana de esmalte ficasse paralela ao solo. Nesta posição, o fragmento foi fixado à fita adesiva.

Após, o anel de PVC também foi posicionado sobre a fita adesiva, de forma a envolver todo o fragmento do dente (Figura 9a). Estando o anel fixado na posição adequada, o mesmo foi preenchido com resina acrílica (Figura 9b).

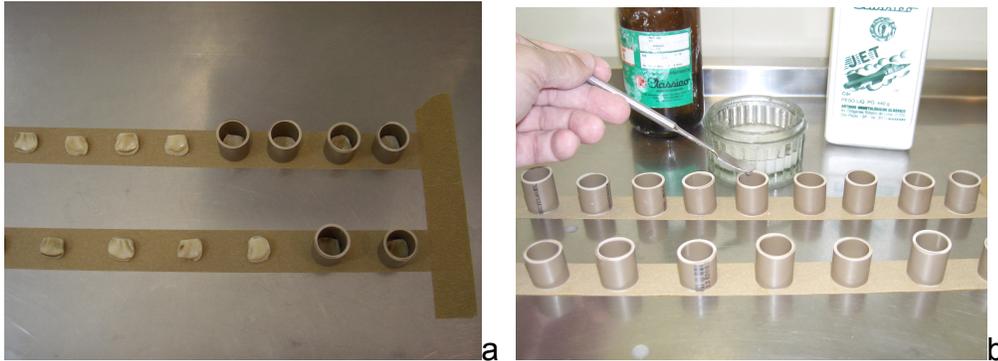


Figura 9: Inclusão dos dentes em anel de PVC.

Em a) Porções dentárias fixadas sobre a fita adesiva e posicionamento do anel de PVC.

Em b) Preenchimento dos anéis de PVC com resina acrílica.

4.3.4 Preparo da superfície do esmalte e colagem dos bráquetes

A superfície do esmalte exposta foi levemente desgastada empregando-se lixas de carvão de silício de granulação 400 e 600 em poltriz DPU-10 (Panambra, São Paulo, SP, Brasil), sob irrigação constante de água, com o objetivo de obter uma superfície plana em esmalte.

Foram utilizados 75 bráquetes para incisivo central superior da marca Morelli®, referência 10.30.201, sendo um bráquete para cada corpo-de-prova. Após a lavagem, seguiram-se os procedimentos para a colagem dos bráquetes, com os seguintes passos:

- a) Profilaxia – Com taça de borracha, em baixa rotação, utilizando pedrapomes e água, durante 10 segundos;
- b) Lavagem – Com água da seringa tríplice por 10 segundos;
- c) Secagem – Com jato de ar da seringa tríplice por 10 segundos, a uma distância aproximada de 50 mm;
- d) Condicionamento ácido – ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos;
- e) Aplicação do adesivo do Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, CA, EUA) sobre o esmalte condicionado;
- f) Aplicação da resina composta Transbond XT na base do bráquete e posicionamento do mesmo sobre o dente com leve pressão manual, seguido de remoção dos excessos;
- g) Fotoativação da resina composta por 40 s (10 s em cada face) com luz halógena do aparelho Optilight Plus (Gnatus, Ribeirão Preto, SP, Brasil) a uma distância de 5 mm.

Todas as colagens foram executadas pelo mesmo operador, de acordo com as recomendações do fabricante da resina, com pinça de apreensão (137, Duflex, Brasil), e os excessos foram removidos com sonda exploradora (Duflex, Brasil). A intensidade da luz do aparelho fotopolimerizador foi monitorada com o radiômetro (Demetron/Kerr, Danbury, CT, EUA), permanecendo entre 470 e 500 mW/cm².

4.3.5 Armazenamento

Após a colagem dos bráquetes, os corpos-de-prova (Figura 10) foram armazenados em recipiente fechado com 100% de umidade relativa a 23°C durante 1 hora e, em seguida, imersos em água destilada a 37°C por 23 horas.



Figura 10: Corpos-de-prova.

4.3.6 Ensaio de descolagem dos bráquetes

Os 75 corpos-de-prova foram divididos em três grupos com 25 cada. O primeiro grupo foi submetido à descolagem dos bráquetes com o alicate modificado, o segundo grupo foi submetido ao teste de tração em máquina de ensaio universal e o terceiro grupo foi submetido ao teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal.

4.3.6.1 Grupo A - Descolagem dos bráquetes com o alicate modificado

Em 25 corpos-de-prova os bráquetes foram removidos empregando-se o alicate para medição da força de descolagem, sendo este procedimento realizado por um único operador.

Cada corpo-de-prova foi posicionado em um torno de bancada. O operador segurou o alicate sempre na mesma posição, os dedos indicador, médio, anular e mínimo foram posicionados ao longo do braço ativo e o polegar no braço fixo. O alicate foi posicionado sobre o bráquete com os apoios alinhados oclusogengivalmente em contato com o esmalte dentário. Com a garra engatada sob uma das aletas do bráquete, foi ativado o alicate pela movimentação do braço ativo até ocorrer a descolagem do bráquete (ZACHRISSON, 1994) (Figura 11). Neste momento, era registrado no *display* o valor da força necessária para a remoção do bráquete. Os resultados foram obtidos em kgf, transformados em N e divididos pela área do bráquete utilizado ($14,12 \text{ mm}^2$), obtendo-se valores de resistência em MPa.

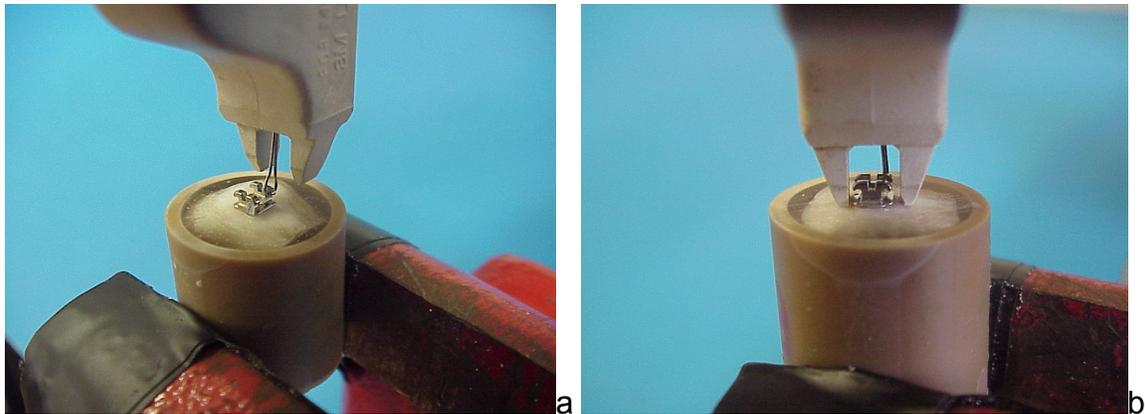


Figura 11: Descolagem com o uso do alicate modificado.
Em a) Posicionamento da garra do alicate em uma das aletas do bráquete;
Em b) Apoio do alicate sobre a superfície do esmalte.

4.3.6.2 Grupo B - Descolagem dos bráquetes pelo teste de tração em máquina de ensaio universal

Em 25 corpos-de-prova foi utilizado um gancho para tração, confeccionado com fio de aço inoxidável com 0,40 mm de diâmetro e com um comprimento de 5 cm, que era conectado em uma das aletas do bráquete. Na parte superior do gancho foi soldado um segmento de fio de 2 mm de espessura e 10 mm de comprimento, para ser engatado na máquina de ensaio universal EMIC DL 2000 (São José dos Pinhais, São Paulo, SP, Brasil), sendo empregada a velocidade de carregamento de 0,5 mm por minuto (Figura 12). A máquina de ensaio é conectada a um computador equipado com o software Mtest, sendo os valores de resistência de união obtidos em MPa a partir da força máxima.



Figura 12. Descolagem dos bráquetes por tração, pela máquina de ensaio universal.
Em a) Gancho confeccionado para tração adaptado à máquina.
Em b) Dispositivo preparado para tração.
Em c) Gancho engatado numa das aletas do bráquete.

4.3.6.3 Grupo C - Descolagem dos bráquetes pelo teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal

Em 25 corpos-de-prova foi utilizada uma matriz de cisalhamento de carregamento por cinzel, com sistema de guilhotina, cuja face de contato com o bráquete possui 2 mm de espessura. A matriz foi posicionada na máquina de ensaio universal, sendo empregada a velocidade de carregamento de 0,5 mm por minuto (Figura 13). Os valores também foram obtidos em MPa a partir da força máxima.

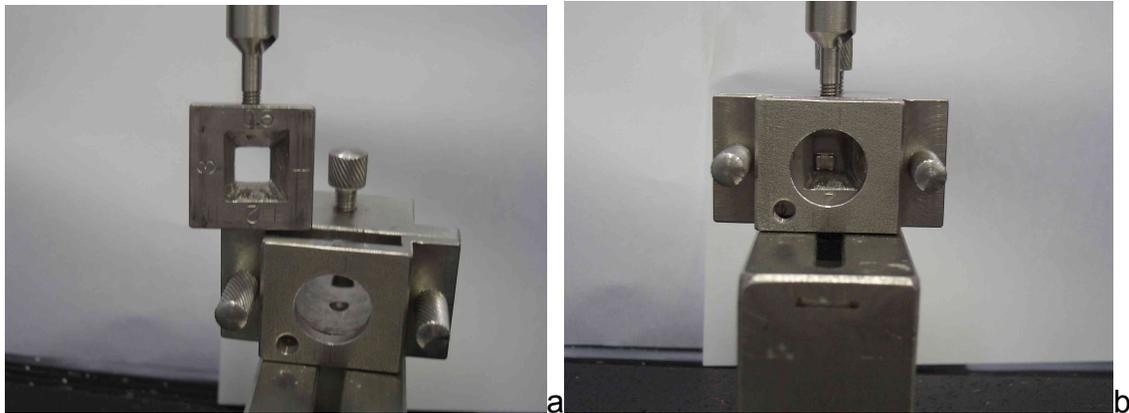


Figura 13. Descolagem dos bráquetes por cisalhamento, pela máquina de ensaio universal. Em a) Cinzel com sistema de guilhotina. Em b) Matriz posicionada na máquina de ensaio.

4.3.7 Análise dos tipos de fratura

Após o ensaio de resistência de união, todos os corpos-de-prova foram analisados em microscópio óptico em aumento de 10 vezes para avaliar o padrão de fratura e o Índice de Adesivo Remanescente (IAR) de acordo com os escores idealizados por Artun e Bergland (1984). (Quadro 1)

Quadro 1.: Índices de Adesivo Remanescente idealizados por Artun e Bergland.

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

Como forma de ilustração, quatro amostras representativas de cada grupo foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). As amostras foram limpas em ultra-som com água destilada por 10 minutos, secas, posicionadas em *stubs* e mantidas em dessecador por 7 dias. Após, foram cobertas com uma fina camada de liga de ouro-paládio sob alto vácuo (Balzers - sputer coater, Germany) e levadas para observação no MEV (Philips XL 30) em aumento de 35 vezes.

4.4 Análise estatística

Com o objetivo de comparar os grupos entre si, foram realizados os testes estatísticos Análise de Variância (ANOVA) e o teste de comparações múltiplas de Tukey.

Para a comparação entre os avaliadores utilizou-se o teste t-student para amostras pareadas.

Para analisar os tipos de fratura foi empregado o teste de Kruskal-Wallis.

Para o processamento e análise destes dados foi utilizado o *software* estatístico SPSS[®] versão 10.0.

5 RESULTADOS

A Tabela 1 e a Tabela 2 apresentam a análise estatística dos valores médios de resistência de união (MPa) para os três testes realizados.

Tabela 1. Análise de variância para os três testes realizados.

<i>Fontes de Variação</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>Graus de Liberdade</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>F</i>	<i>p</i> ≤
Entre grupos	397,67	2	198,83	58,25	0,01*
Dentro dos grupos	245,75	72	3,41		
Total	643,42	74			

Tabela 2. Comparação dos valores médios de resistência de união obtidos (MPa) nos três testes.

<i>Grupo</i>	<i>N</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio-padrão</i>	<i>p</i> ≤
Grupo A	25	2,98 ^A	0,32	0,01*
Grupo B	25	2,69 ^A	0,40	
Grupo C	25	7,71 ^B	3,16	

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

Grupo A: descolagem com o alicate modificado.

Grupo B: descolagem pelo teste de tração em máquina de ensaio universal.

Grupo C: descolagem pelo teste de cisalhamento em máquina de ensaio universal.

Por meio da Análise de Variância (ANOVA) (Tabela 1) e do teste de comparações múltiplas de Tukey (Tabela 2) verificou-se que o maior valor médio de resistência de união foi obtido para o grupo C (7,71 MPa), sendo este valor

superior e estatisticamente diferente dos obtidos pelos grupo A (2,98 MPa) e grupo B (2,69 MPa), sendo que estes não diferiram estatisticamente entre si.

A Tabela 3 apresenta a comparação dos valores médios obtidos pelos dois avaliadores, em cada peso empregado, durante o procedimento de aferição do equipamento.

Tabela 3. Comparação entre os avaliadores em cada peso empregado.

<i>Comparação</i>	<i>N</i>	<i>Média (kgf)</i>	<i>Desvio-padrão</i>	<i>p</i>
1 kg Avaliador A	20	1,72	0,08	0,21
1 kg Avaliador B	20	1,76	0,12	
2 kg Avaliador A	20	2,46	0,14	0,01*
2 kg Avaliador B	20	2,26	0,19	
3 kg Avaliador A	20	3,30	0,16	0,01*
3 kg Avaliador B	20	3,04	0,27	
4 kg Avaliador A	20	4,44	0,26	0,48
4 kg Avaliador B	20	4,37	0,35	
5 kg Avaliador A	20	5,64	0,32	0,01*
5 kg Avaliador B	20	5,24	0,32	
6 kg Avaliador A	20	6,59	0,31	0,02*
6 kg Avaliador B	20	6,36	0,32	
7 kg Avaliador A	20	7,63	0,51	0,76
7 kg Avaliador B	20	7,67	0,36	

* diferença significativa entre os avaliadores

Por meio dos resultados do teste de comparações t-student para amostras pareadas, verifica-se que houve diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,05$) entre os avaliadores nas seguintes comparações: 2kg, 3kg, 5kg e 6kg. Em todas estas comparações com diferenças significativas observaram-se

valores superiores para o avaliador A. Além disso, para ambos os avaliadores, o equipamento sempre registrou valores acima daquele peso que estava sendo empregado.

A Tabela 4 e o Gráfico 1 apresentam a frequência e distribuição do Índice de Adesivo Remanescente (IAR) dos três grupos testados.

Tabela 4. Frequência e distribuição dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.

<i>Índice</i>	<i>Grupo A</i>	<i>Grupo B</i>	<i>Grupo C</i>
0	-	4 (16,0%)	2 (8,0%)
1	1 (4,0%)	-	3 (12,0%)
2	1 (4,0%)	1 (4,0%)	2 (8,0%)
3	23 (92,0%)	20 (80,0%)	18 (72,0%)
Total	25 (100%)	25 (100%)	25 (100%)

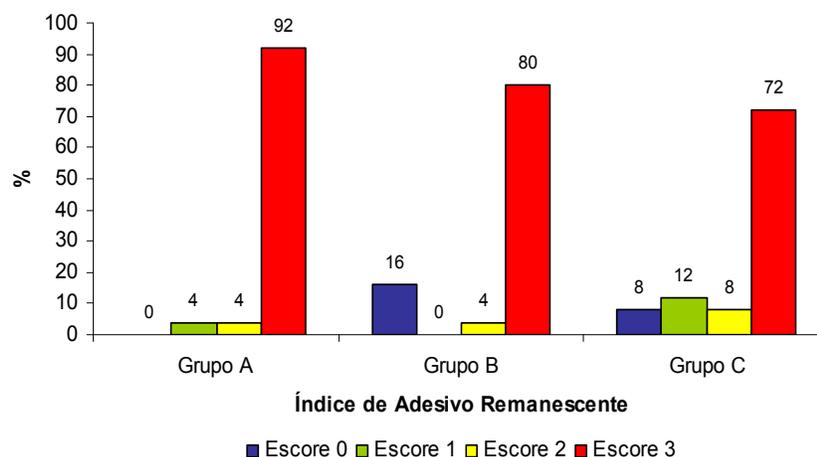


Gráfico 1: Distribuição e frequência dos escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.

Nos três grupos, as falhas foram predominantemente do tipo 3, ou seja, a resina composta permaneceu totalmente unida ao esmalte após a descolagem do bráquete.

A Tabela 5 apresenta a análise estatística do Índice de Adesivo Remanescente.

Tabela 5. Comparação através do teste de Kruskal-Wallis do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos.

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Rank Médio</i>	<i>p</i>
Grupo A	25	42,24	0,18
Grupo B	25	37,06	
Grupo C	25	34,70	

Pelos resultados do teste não-paramétrico Kruskal-Wallis ($p \leq 0,05$) verifica-se que não houve diferença estatisticamente significativa entre os escores do Índice de Adesivo Remanescente entre os grupos estudados.

As Figuras 14 a 17 ilustram os Índices de Adesivo Remanescente encontrados no estudo.

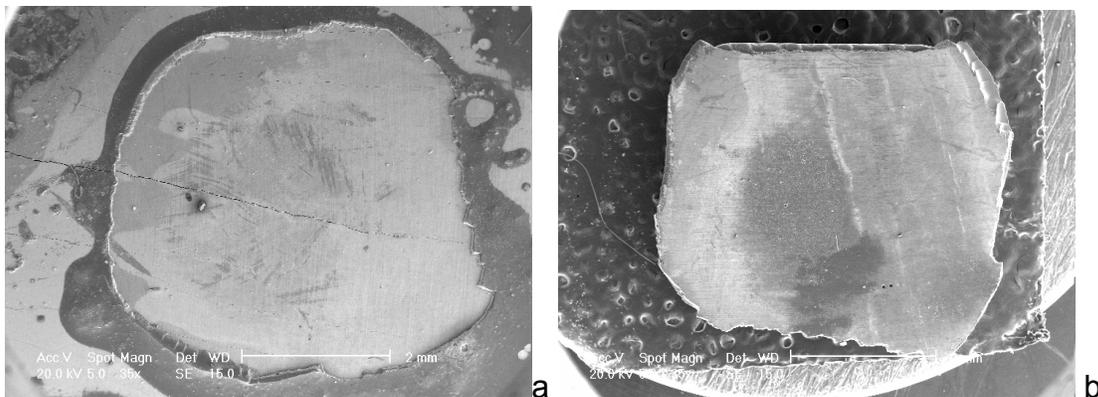


Figura 14: Índice 0: a) Sem resina composta aderida ao esmalte.
b) Toda a resina composta aderida ao bráquete.

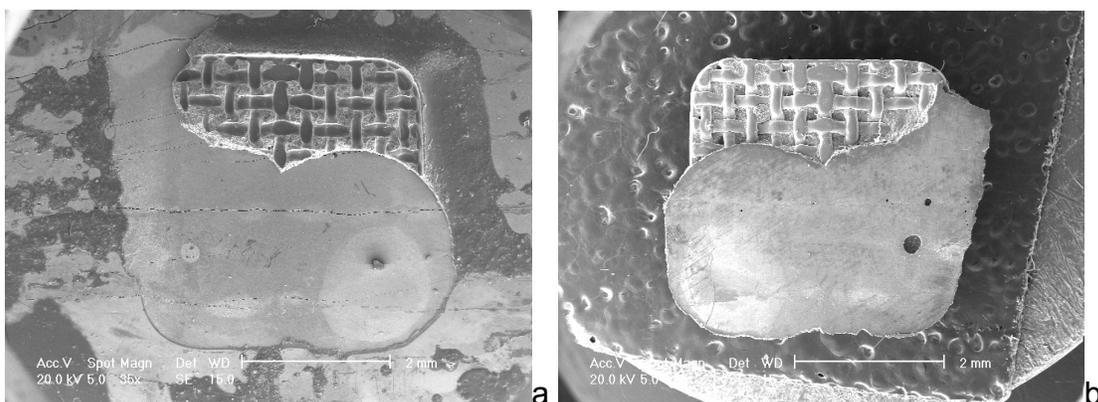


Figura 15: Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida ao esmalte.
b) Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete.

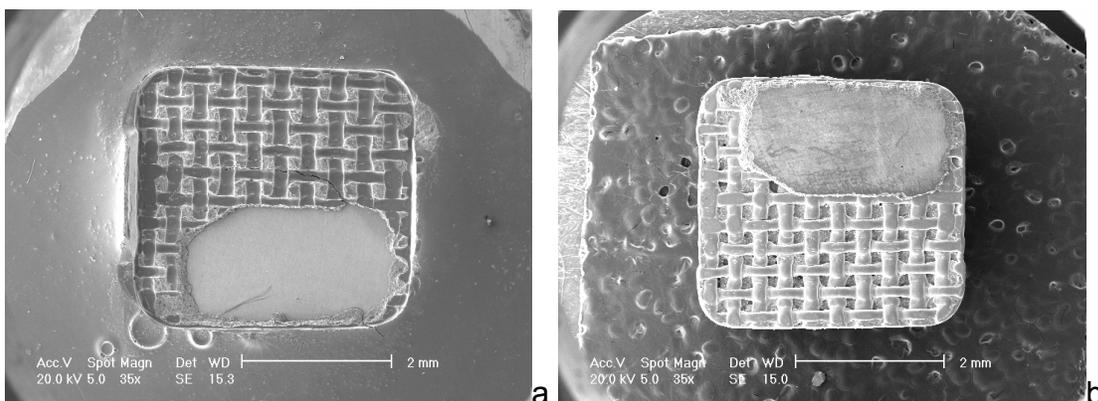


Figura 16: Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida ao esmalte.
b) Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete.

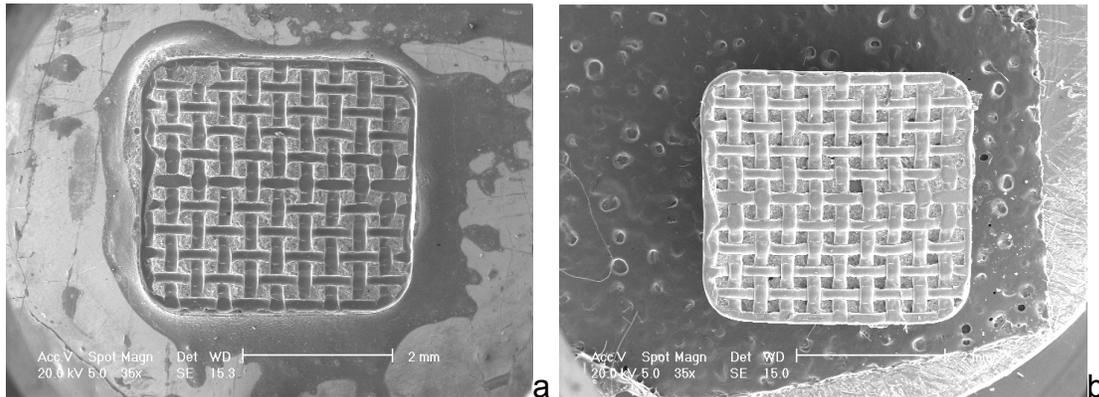


Figura 17: Índice 3: a) Toda resina composta aderida ao esmalte, inclusive impressão da malha do bráquete.

b) Nenhuma resina composta aderida ao bráquete.

6 DISCUSSÃO

No presente trabalho, foi realizada a instrumentação de um alicate para medição da força de descolagem de bráquetes ortodônticos, sendo desenvolvida a partir do alicate de Polipropileno 3M Unitek, com base no trabalho de Barros Hubert *et al.* (2001). Estes autores adaptaram um alicate para descolagem de bráquetes utilizando quatro extensômetros de resistência elétrica com 2 mm de grade colados ao braço ativo. Porém, diferentemente deste trabalho que apenas testou o alicate por meio de medições com pesos, a presente pesquisa, além de desenvolver este instrumento com dois extensômetros de resistência elétrica com 10 mm de grade do tipo folha, também testou o alicate modificado na descolagem de bráquetes ortodônticos *in vitro*.

Diversos métodos têm sido desenvolvidos para a mensuração da intensidade de uma força. Geralmente, tais métodos procuram transformar o efeito produzido por uma força em sinal elétrico por meio de um dispositivo chamado transdutor de força (DOEBELIN, 1983; DALLY *et al.*, 1984). Dentre os vários métodos, aquele baseado na medida da deformação produzida num corpo elástico foi o que se mostrou mais efetivo para os propósitos do presente trabalho.

Os dispositivos que efetuam esta medida de deformação são chamados de *extensômetros de resistência elétrica (strain gages)*, que são definidos como sensores de deformação mecânica localizada, sendo que todo e qualquer

fenômeno responsável por uma deformação mecânica pode ser analisado. O termo *extensômetro* significa medidor de deformação, e a expressão *extensômetro de resistência elétrica* significa medidor de deformação mecânica relativa por meio da determinação da variação da resistência elétrica (BORCHARDT; ZARO, 1982). Portanto, os extensômetros são transdutores que convertem um deslocamento mecânico em uma variação de resistência elétrica (HELFRICK; COOPER, 1994).

No alicate foram empregados dois extensômetros de resistência elétrica, os quais foram colados nos 2/3 da superfície anterior e posterior do braço ativo do alicate. Pelo fato de os extensômetros realizarem uma medida da deformação, foram realizados 5 orifícios de 2 mm de diâmetro no 1/3 superior da superfície lateral deste braço ativo com o objetivo de aumentar a deformação resultante da aplicação manual sobre este braço.

A deformação produzida pela força aplicada também gera calor e, devido à sua alta sensibilidade, um extensômetro de resistência elétrica responde não somente à tensão, mas também à temperatura. Segundo Borchardt e Zaro (1982), a sensibilidade à temperatura é um dos fatores que mais dificuldades impõem ao uso de extensômetros de resistência elétrica. Para que os resultados de tensão sejam obtidos, os efeitos da temperatura precisam ser compensados. Como afirmou Noltingk (1990), a resistência dos extensômetros varia com a mudança de temperatura, assim como o coeficiente de expansão do extensômetro e do seu substrato colado, causando mudanças dimensionais que resultam em tensões. As variações de resistência produzidas pelas variações de

temperatura podem ser comparadas com as variações de resistência produzidas por esforços. Em geral, o calor em excesso produz erros na mensuração. Assim, na utilização de um extensômetro para medição de carga, os efeitos de quaisquer variações de temperatura devem ser eliminados ou compensados.

A forma utilizada como alternativa para compensar as mudanças de temperatura foi a utilização de um circuito do tipo meia-ponte de Wheatstone, na qual duas de suas resistências são os próprios extensômetros de resistência elétrica que compensam as mudanças de temperatura. Os dois extensômetros foram ligados ao circuito em forma de meia-ponte, da mesma forma como empregado por Rodrigues e Zaro (1990), sendo colados no sentido longitudinal ao cabo do alicate. Um dos extensômetros, que foi colado na face anterior do cabo, ficou sujeito às forças de tração, e o outro, colado na face posterior, às de compressão. Como resultado da tração, um dos extensômetros aumenta sua resistência, enquanto o outro, como resultado da compressão, diminui a sua resistência (WHEELER; GANJI, 1996). Teoricamente, o método acima descrito é um método ideal de compensação de temperatura, mas, segundo Borchardt e Zaro (1982), isto nem sempre elimina o problema. Por este motivo, foi utilizado, neste trabalho, um extensômetro que autocompensa eventuais variações de temperatura.

Para a utilização dos extensômetros, os 2/3 da superfície anterior e posterior do braço ativo do alicate foram metalizados, empregando-se uma composição de limalha de ferro e cianoacrilato. Sobre cada uma das superfícies foi colado um extensômetro de resistência elétrica com compensação de

temperatura para aço. Além disso, os extensômetros foram cobertos com silicone sem ácido acético para protegê-los, assim como para evitar a influência da temperatura da mão sobre os mesmos, além do controle da temperatura média do laboratório durante os experimentos, que permaneceu em 26,5°C e umidade de 70%.

O extensômetro de resistência elétrica com grade do tipo folha empregado nesta pesquisa é, atualmente, o mais utilizado internacionalmente em razão do grande desenvolvimento das técnicas mundiais de circuito impresso, sendo que todos os tipos de extensômetros de resistência elétrica são colados sobre a superfície da amostra que se quer medir (BORCHARDT; ZARO, 1982).

Os dois extensômetros foram colados com um adesivo à base de éster de cianoacrilato sobre superfícies previamente lixadas, sem polir, e limpas com álcool isopropílico, tendo em vista que a perfeita união é fundamental para transmitir as deformações do corpo aos extensômetros. De acordo com Helfrick e Cooper (1994), é importante que a ligação seja feita cuidadosamente para que, quando a superfície for tensionada, o extensômetro também seja tensionado e não escorregue. Para assegurar uma boa ligação, a superfície deve ser cuidadosamente preparada, levemente lixada e desengordurada. Então, o adesivo deve ser utilizado de acordo com as instruções prescritas pelo fabricante.

Quando a estrutura em que os extensômetros estão colados sofre uma deformação, desenvolve-se uma tensão que é transmitida à grade do tipo folha.

O comprimento e a área do filamento resistivo são modificados e o resultado é a mudança da resistência elétrica do filamento. Este filamento, em forma de folha, deve ficar numa direção tal que os esforços de tração ou compressão modifiquem o seu comprimento, produzindo, assim, variação na resistência original, a qual é medida através de uma ponte de Wheatstone especialmente adaptada (HELFRICK; COOPER, 1994). Por este motivo, na presente pesquisa, os extensômetros foram colados no sentido longitudinal ao cabo do alicate, sendo que um deles, colado na face anterior do cabo, ficou sujeito às forças de tração e o outro, colado na face posterior, às de compressão. A resistência desta grade metálica varia proporcionalmente à tensão induzida pela carga (DALLY *et al.*, 1984), sendo que este dispositivo gerou uma tensão (mV) proporcional à deformação do braço ativo do alicate. Estes transdutores do tipo folha requerem amplificação devido ao baixo sinal de saída (ALLOCA; STUART, 1984), então esta pequena tensão gerada foi multiplicada por um circuito amplificador, que gerou o sinal pronto para kgf e o exibiu num *display* em tempo real.

Entre as características dos extensômetros de resistência elétrica do tipo folha está a sua resistência à corrosão e impermeabilidade, que permitem a esterilização por imersão em agentes químicos (ALLOCA; STUART, 1984). Este fato torna-se interessante para este alicate, por se tratar de um instrumento clínico para ser usado diretamente na cavidade oral, embora os extensômetros tenham sido envolvidos por uma camada de silicone que os protegeria de possíveis contaminações.

Após a colagem, foram feitas as soldagens dos fios dos extensômetros ao circuito tipo meia-ponte de Wheatstone. A ponte de Wheatstone é um circuito muito utilizado para medição de pequenas variações de resistência. É formada por duas pernas de um circuito elétrico com quatro resistências, sendo um método bastante sensível para a determinação dessas resistências. De acordo com a lei de Ohm, a tensão entre os terminais de uma resistência é diretamente proporcional à corrente que a atravessa, e a resistência, medida em ohms, é a constante de proporcionalidade entre a tensão e a corrente. Em outras palavras, a corrente é proporcional à tensão aplicada e inversamente proporcional à resistência (BOYLESTAD, 1998; IRWIN, 2005). Entre os pontos da ponte há um galvanômetro sensível cuja função é somente determinar se há ou não passagem de corrente, não sendo importante o valor desta corrente. Para que a corrente flua através das resistências, e não através do galvanômetro, o circuito deve estar equilibrado. Tal método chama-se *método de zero*, porque quando a corrente que atravessa o galvanômetro for nula, a ponte estará equilibrada. Quando a ponte perde seu equilíbrio, sua tensão de saída corresponde à mudança de resistência (IRWIN, 2005).

Para finalizar a instrumentação do alicate, o mesmo foi calibrado por meio de três ajustes. Inicialmente foi feito o balanceamento da ponte de extensômetros, que é o controle e adequação feita numa ponte para compatibilizar os sinais de entrada e saída. A seguir, o ganho do amplificador, que representa o percentual de aumento de sinal que se obtém eletronicamente (por exemplo: o sinal é 2 mV, mas acoplado a um amplificador com ganho de

200 o sinal torna-se 400 mV). Finalmente, o *off-set* da saída do amplificador, que representa o desvio do zero do equipamento, ou seja, a fixação do zero medida no galvanômetro.

Para realizar a aferição do instrumento, foram empregados pesos de 1 a 7kg. Embora os dois avaliadores tenham padronizado o modo de empunhadura do alicate, houve diferença estatisticamente significativa nos valores obtidos entre os avaliadores nos pesos de 2kg, 3kg, 5kg e 6kg, sendo os valores superiores para o avaliador A. Esta diferença entre os avaliadores provavelmente ocorreu devido à grande sensibilidade dos extensômetros, de forma que pequenas diferenças no modo de apreensão propiciaram pequenas diferenças no braço de alavanca, e, conseqüentemente, no modo de carga. Este fato é preocupante, uma vez que, no presente trabalho, o alicate encontrava-se fixado e posicionado em um torno de bancada, visando sua estabilização e a maior padronização possível entre os avaliadores no momento do teste. Mesmo com esta padronização, diferenças entre os avaliadores foram encontradas e, possivelmente, numa situação clínica real, em que as mesmas condições de padronização seriam mais dificilmente obtidas, a tendência seria de maiores variações de resultados entre os avaliadores. Isto denota que o equipamento possa ser influenciado consideravelmente pelo operador. Além disto, para ambos os avaliadores, o equipamento sempre registrou gramas acima daquele peso que estava sendo empregado, o que demonstra uma falta de acurácia do equipamento. E, mesmo tendo sido padronizada a empunhadura, os valores obtidos também variaram inclusive para o mesmo avaliador, sendo que o desvio-

padrão foi aumentando à medida que aumentava o peso, demonstrando falta de precisão.

Após o instrumento ter sido aferido, realizou-se a descolagem dos bráquetes ortodônticos *in vitro*. Os valores obtidos com o alicate foram comparados com os obtidos em máquina de ensaio universal pelo teste de tração e de cisalhamento.

O teste de tração caracteriza-se pela aplicação de força perpendicular ao substrato (POWERS; KIM; TURNER, 1997). Muitas metodologias empregam o ensaio de tração por meio de fios de aço inoxidável que são conectados às quatro asas dos bráquetes (WHEELER; ACKERMAN, 1983; SIOMKA; POWERS, 1985), ou por meio de um engate fundido que abraça o bráquete com precisão em suas asas durante a descolagem (FAJEN *et al.*, 1990), objetivando que a força seja aplicada diretamente ao centro dos bráquetes. No entanto, é muito difícil aplicar forças de tração homogêneas e uniformes ao bráquete (KATONA; CHEN, 1994; KATONA, 1997).

Na presente pesquisa, o teste de tração na máquina de ensaio universal (grupo B) procurou reproduzir as mesmas condições da descolagem com o alicate. Para isto, foi confeccionado um gancho com fio de aço inoxidável com 0,40 mm de diâmetro, que reproduziu a mesma espessura do gancho do alicate (grupo A). Além disto, o gancho confeccionado para a máquina de ensaio também foi posicionado em apenas uma das aletas do bráquete no momento do ensaio, reproduzindo a mesma posição empregada pelo gancho do alicate no momento da descolagem. Portanto, pelo fato de o gancho não abraçar todas as

aletas, a força não foi aplicada uniformemente ao bráquete. Apesar de denominar este teste de ensaio de tração, sabe-se que, no momento da descolagem do bráquete, não ocorreram somente forças de tração, mas sim uma interação de forças.

Na máquina de ensaio universal, a remoção do bráquete foi realizada sob uma velocidade de carregamento constante de 0,5 mm/minuto. Segundo Eliades e Brantley (2000), geralmente é empregada esta velocidade de carregamento, embora não corresponda às condições clínicas, uma vez que na descolagem *in vivo* espera-se uma velocidade maior. Portanto, ao empregar o alicate, provavelmente uma velocidade superior a 0,5 mm/minuto foi utilizada para a remoção do bráquete.

A descolagem dos bráquetes realizada na máquina de ensaio universal não está sujeita às variações do operador, como no caso do alicate. Portanto, os valores obtidos com a máquina foram comparados com os obtidos com o alicate como uma forma de verificar a confiabilidade deste. Apesar das diferenças existentes entre as metodologias, os resultados de resistência de união não diferiram estatisticamente entre o alicate (2,98 MPa) e o teste de tração na máquina de ensaio universal (2,69 MPa), o que sugere que o alicate pode ser uma ferramenta útil para mensurar a resistência de união *in vivo*. Além disso, o desvio-padrão para ambas as metodologias de descolagem foi baixo, o que significa que foi obtida uma padronização desde a confecção do corpo-de-prova até a descolagem do bráquete.

O teste de cisalhamento na máquina de ensaio universal também foi realizado com o intuito de comparar os valores de resistência de união com as outras duas metodologias. Segundo Millet e McCabe (1996), tanto o cisalhamento quanto a tração podem ser utilizados na descolagem de bráquetes, mas recomendaram o cisalhamento por ser o que mais representa a situação clínica. O bráquete colado ao dente está mais sujeito aos esforços de cisalhamento, provenientes da ação mastigatória, do que às forças de tração.

Os resultados deste estudo indicaram que as forças de descolagem mensuradas no teste de cisalhamento foram significativamente maiores do que aquelas mensuradas no teste de tração. No teste de cisalhamento, a força é aplicada no sentido paralelo ao substrato (POWERS; KIM; TURNER, 1997), promovendo ação de fricção entre as interfaces esmalte/resina composta/bráquete. A fricção presente durante a dinâmica do ensaio tende a promover maior resistência à descolagem da resina composta na interface de união com o esmalte e/ou bráquete. Portanto, os valores de resistência de união são dependentes do tipo de teste empregado.

A colagem de bráquetes ortodônticos aos dentes requer que o sistema de união utilizado seja suficiente para resistir às forças presentes durante a mecânica ortodôntica e a mastigação. Alguns autores sugerem que valores entre 6 e 8 MPa são adequados para as situações clínicas (REYNOLDS, 1975; MEEHAN; FOLEY; MAMANDRAS, 1999; BISHARA *et al.*, em 2001). Nkenke *et al.* (1997) realizaram o ensaio de tração e concluíram que valores de resistência de união acima de 10 MPa são potencialmente perigosos por poderem causar

fraturas de esmalte durante a descolagem do bráquete. No entanto, é difícil estabelecer um valor numérico, uma vez que esses valores são dependentes de vários fatores, como o tipo de teste empregado, as condições do substrato (SCHNEIDER *et al.*, 1981; KANEMURA; SANO; TAGAMI, 1999), o tipo de substrato (NAKAMICHI *et al.*, 1983; OESTERLE; SHELHART; BELANGER, 1998; ROMANO *et al.*, 2004), a espessura do material de fixação (EVANS; POWERS, 1985), o emprego ou não da termociclagem (JASSEM; RETIEF; JAMISON, 1981), a geometria do elemento a ser testado (VAN NOORT *et al.*, 1989), a técnica de aplicação do material (CHUNG; CUOZZO; MANTE, 1999), o material envolvido (EGAN *et al.*, 1996; MUI *et al.*, 1999; ABU ALHAIJA; AL-WAHADNI, 2004; OESTERLE; SHELLHARDT; FISHER, 2004), o tempo de polimerização (OESTERLE *et al.*, 1995; EVANS *et al.*, 2002), os dispositivos empregados no ensaio (FOWLER *et al.*, 1992; SINHORETI *et al.*, 2001) e o local de aplicação da força no bráquete (KATONA; MOORE, 1994; KLOCKE; KAHL-NIEKE, 2005), entre outros fatores.

Por este motivo, vários autores enfatizaram a necessidade de padronização nas metodologias de pesquisa para facilitar a comparação de resultados (SÖDERHOLM, 1991; FOX *et al.*, 1994; STANFORD *et al.*, 1997). Em virtude da dificuldade de comparação e de extrapolação dos resultados obtidos nos estudos *in vitro* para a situação clínica, os valores mínimos de resistência de união necessários para o desempenho clínico seguro dos procedimentos de colagem ortodôntica continuam desconhecidos.

O resultado do Índice de Adesivo Remanescente (IAR) idealizado por Årtun e Bergland (1984) mostrou que nos três grupos o padrão de fratura foi predominantemente o índice 3, ou seja, a resina composta permaneceu totalmente unida ao esmalte após a descolagem do bráquete. Embora não tenha havido diferença significativa entre os grupos estudados, o teste de cisalhamento apresentou o menor percentual de falhas do índice 3 (72%), ao contrário da descolagem com o alicate (92%) e por meio do teste de tração (90%). Segundo Olsen *et al.* (1997), a fratura índice 3 é a que tem menor probabilidade de lesar o esmalte e, de acordo com o estudo de Oliver (1988), a quantidade de resina composta remanescente é dependente do método com que o bráquete é descolado. Portanto, a descolagem com o alicate mostrou ser um método seguro para a preservação da superfície do esmalte.

O alicate para mensuração da força de descolagem de bráquetes ortodônticos diretamente na cavidade oral, como sugerido por Eliades e Brantley (2000), pode ser útil na determinação dos reais valores de resistência de união *in vivo* no decorrer do tratamento ortodôntico. Porém, como se trata de um protótipo inicial e necessita de aperfeiçoamentos, a idéia de Rodrigues e Zaro (1990) de usarem em alumínio o cabo de uma escova dental pode servir de inspiração para o desenvolvimento de um novo dispositivo, forjado em metal, com áreas de espera para a colagem de extensômetros de resistência elétrica próprios para a liga utilizada. Além disto, a colocação, no cabo do alicate, de uma manopla para posicionar a mão durante a apreensão diminuiria a probabilidade de variações de resistência produzidas pelas pequenas

modificações na empunhadura do alicate, assim como pelas alterações de temperatura. Recomenda-se, portanto, que novos estudos sejam feitos para o aperfeiçoamento deste protótipo.

7 CONCLUSÕES

- O instrumento desenvolvido mostrou-se viável para a obtenção de valores de resistência de união na descolagem de bráquetes ortodônticos.

- O instrumento necessita de aperfeiçoamentos para melhorar sua acurácia e precisão.

- Os valores de resistência de união foram dependentes do tipo de força aplicada sobre o bráquete, sendo superiores para o teste de cisalhamento. Os valores obtidos com o alicate modificado e o teste de tração na máquina de ensaio universal foram semelhantes.

- O tipo de descolagem empregada (alicate modificado, teste de tração ou cisalhamento na máquina de ensaio universal) não influenciou no índice de adesivo remanescente, sendo predominante a fratura na interface resina/bráquete (índice 3).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABU ALHAIJA, E.S.J.; AL-WAHADNI, A.M.S., Evaluation of shear bond strength with different enamel pré-treatments. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 26, n. 2, p. 179-184, Apr., 2004.

ALLOCCA, J.A.; STUART, A. **Transducers, theory and applications**, Reston: Reston Publishing Company, Inc., 1984, 497 p.

ARNOLD, R.W.; COMBE, E.C.; WARFORD Jr., J.H. Bonding of stainless steel brackets to enamel with a new self-etching primer. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, n. 3, p. 274-276, Sept., 2002.

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

BARROS HUBERT, E.A.R.; ALMEIDA, R.R.; LASCALLA, C.A.; COTRIM-FERREIRA, F.A.; VELLINI-FERREIRA, F. 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, mai/jun., 2001.

BISHARA, S.E.; VONWALD, L.; LAFFOON, J.F.; WARREN, J.J. 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, Jun., 2001.

BISHARA, S.E.; LAFFOON, J.F.; VONWALD, L.; WARREN, J.J. The effect of repeated bonding on the shear bond strength of different orthodontic adhesives. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 121, n. 5, p. 521-525, May, 2002.

BLIGHT, S.J.; LYNCH, E. Bond strengths of ceramic brackets using different bonding techniques. **Br. J. Orthod.**, London, v. 22, n. 1, p. 35-40, Feb., 1995.

BORCHARDT, I.G.; ZARO, M.A. **Extensômetros de resistência elétrica; princípios de operação e utilização em transdutores: strain gauges**. Porto Alegre: Editora da Universidade, UFRGS, 1982, 69 p.

*Segundo ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS – NBR 6023: 2002.

BOYLESTAD, R.L. **Introdução à análise de circuitos**. Rio de Janeiro, Editora Prentice-Hall do Brasil Ltda, 1998, 785 p.

CHUNG, C.H.; CUOZZO, P.T.; MANTE, F.K. Shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement an in vitro comparative study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 115, n. 1, p. 52-54, Jan., 1999.

DALLY, J.W.; RILEY, W.F.; MCCONNELL, K.G. **Instrumentation for engineering measurements**, New York: Jonh Wiley & Sons, Inc., 1984, 576 p.

DOEBELIN, E.O. **Measurement systems, application and design**. New York: McGraw-Hill Book Company, 1983, 876 p.

EGAN, F.R.; ALEXANDER, S.A.; CARTWRIGHT, G.E. Bond strength of rebounded orthodontics brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 109, n. 1, p. 64-70, Jan., 1996.

ELIADES, G.; ELIADES, T.; VAVURANAKIS, M. **General aspects of biomaterials' surface alterations following exposure to biological fluids**. In: ELIADES, G.; ELIADES, T.; BRANTLEY, W.A.; WATTS, D.C. editors. **Dental materials in vivo: aging and related phenomena**. Chicago: Quintessence; 2003. p. 3-23.

ELIADES T, ELIADES G, WATTS DC. Structural conformation of in vitro and in vivo aged orthodontic elastomeric modules. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 21, n. 6, p.649-658, Dec., 1999.

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

ELIADES, T.; BOURAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 127, n. 4, p. 403-412, Apr., 2005.

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

EVANS, L.J.; PETERS, C.; FLICKINGER, C.; TALOUMIS, L.; DUNN, W. A comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets using various light sources, light guides, and cure times. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v.121, n.5, p. 510-515, May, 2002.

FAJEN, V.B.; DUNCANSON, M.G.; NANDA, R.S.; CURRIER, G.F.; ANGOLKAR, P.V. An *in vitro* evaluation of bond strength of three glass ionomer cements. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 97, n. 4, p. 316-322, Apr., 1990.

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

FOX, N.A.; MCCABE, J.F.; BUCKLEY, J.G. A Critique of bond strength testing in orthodontics. **Br. J. Orthod.**, London, v.21, n. 01, p. 33-43, Feb., 1994.

HARRIS, A.M.P.; JOSEPH, V.P.; ROSSOUW, P.E. Shear peel bond strengths of esthetic orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 102, n. 3, p. 215-219, Sept., 1992.

HELFRICK, A.D.; COOPER, W.D. **Instrumentação eletrônica moderna e técnicas de medição**. Rio de Janeiro: Editora Prentice Hall do Brasil Ltda., 1994, 324 p.

IRWIN, J.D. **Introdução à análise de circuitos elétricos**. Rio de Janeiro, LTC-Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2005, 391 p.

JASSEM, H.A.; RETIEF, D.H.; JAMISON, H.C. Tensile and shear strengths of bonded and rebonded orthodontic attachments. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 79, n. 6, p. 661-668, Jun., 1981.

KANEMURA, N.; SANO, H.; TAGAMI, J. Tensile bond strenght to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. **J. Dent.**, Kidlington, v. 27, n. 7, p. 523-530, Sept., 1999.

KATONA, T.R.; CHEN, J. Engineering and experimental analyses of the tensile loads applied during strength testing of direct bonded orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 106, n. 2, p. 167-174, Aug., 1994.

KATONA, T.R.; MOORE, B.K. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets – a finite element model. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 105, n. 6, p.543-551, Jun., 1994.

KATONA, T.R. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 112, n. 3, p. 244-251, Sept., 1997.

KLOCKE, A.; KAHL-NIEKE, B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 21, n. 5, p.391-396, May, 2005.

MATASA, C.G. Microbial attack of orthodontic adhesives. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 108, n. 2, p.132-141, Aug., 1995.

MEEHAN, M.P.; FOLEY, T.F.; MAMANDRAS, A.H. A comparison of the shear bond strengths of two glass ionomer cements. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 115, n. 2, p. 125-132, Feb., 1999.

MILLET, D.T.; MCCABE, J.F. Orthodontic bonding with glass ionomer cement – a review. **Europ. J. Orthod.**, London, v. 18, n. 4, p. 385-399, Aug., 1996.

MUI, B.; ROSSOUW, P.E.; KULKARNI, G.V.; PAEDO, D. Optimization of a procedure for rebonding dislodged orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 69, n. 3, p. 276-281.

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.

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

NKENKE, E.; HIRSCHFELDER, U.; MARTUS, P.; EBERHARD, H. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. **Europ. J. Orthod.**, London, v. 19, n. 3, p. 259-270, Jun., 1997.

NOLTINGK, B.E. **Measurement of strain.** In: Noltingk, B.E. **Instrumentation reference book.**, 2^a edição, London: Butterworth & Co. Ltd., 1990, Chapter 4, p.66-75.

OESTERLE, L.J.; MESSERSMITH, M.L.; DEVINE, S.M.; NESSE, C.F. Light and setting times of visible-light-cured adhesives. **J. Clin. Orthod.**, Boulder, v. 29, n. 1, p. 31-36, Jan.1995.

OESTERLE, L.J.; SHELLHART, W.C.; BELANGER, G.K. The use of bovine enamel in bonding studies. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 114, n. 5, p. 514-519, Nov., 1998.

OESTERLE, L.J.; SHELLHART, C.; FISHER, A. Effect of primer procuring on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 6, p. 699-702, Dec., 2004.

ØILO, G. Biodegradation of dental composites/glass ionomer cements. **Adv. Dent. Res.**, Washington, v. 6, p. 50-54, Sept., 1992.

OLIVER, R.G. The effect of different methods of bracket removal on the amount of residual adhesive. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 93, n. 3, p. 196-200, Mar., 1988.

OLSEN, M.E.; BISHARA, S.E.; DAMON, P.; JAKOBSEN, J.R. Evaluation of Scotchbond multipurpose and maleic acid as alternative methods of bonding orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 111, n. 5, p. 498-501, May, 1997.

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

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

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

RODRIGUES, M.U.; ZARO, M.A. Desenvolvimento de uma célula de carga para medir força aplicada em escova dental durante a escovação. **Internet Health Company do Brasil S/A**, www.medcenter.com, jan., 1990.

ROMANO, F.L.; TAVARES, S.W.; RAMALLI, E.L.; MAGNANI, M.B.B. DE A.; NOUER D.F. Análise in vitro da resistência ao cisalhamento de bráquetes metálicos colados em incisivos bovinos e humanos. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial.**, Maringá, v. 9, n. 6, p. 63-69, nov./dez., 2004.

SCHNEIDER, P.M.; MESSER, L.B.; DOUGLAS, W.H. The effect of enamel surface reduction *in vitro* on the bonding of composite resin to permanent human enamel. **J. Dent. Res.**, Houston, v. 60, n. 5, p. 895-900, May, 1981.

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

SIOMKA, L.V.; POWERS, J.M. *In vitro* bond strength of treated direct-bonding metal bases. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 88, n. 2, p. 133-136, Aug., 1985.

SMITH, R.T.; SHIVAPUJA, P.K. The evaluation of dual cement resins in orthodontic bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 103, n. 5, p. 448-451, May, 1993.

SUNNA, S.; ROCK, W.P. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 25, n. 4, p. 283-287, Nov., 1998.

SÖDERHOLM, K.J.M. Correlation of *in vivo* and *in vitro* performance of adhesive restorative materials: A report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. **Dent. Mater.**, Washington, v. 7, n. 2, p. 74-83, Apr., 1991.

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

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

WHEELER, J.J.; ACKERMAN, R.J. Bond strength of thermally recycled metal brackets. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 83, n. 3, p. 181-186, Mar., 1983.

WHEELER, A.J; GANJI, A.R. **Introduction to engineering experimentation.** Upper Saddle River: Prentice Hall Inc., 1996, 417 p.

ZACHRISSON, B.U. **Bonding in orthodontics.** In: GRABER, T.M.; VANARSDALL Jr, R.L. **Orthodontics: Current principles and techniques.** 2^aed. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1994, p.542-626.

ANEXOS**ANEXO A – Aprovação da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS:***Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 18 de março de 2005.

O Projeto de: Tese

Protocolado sob nº: 0007/05

Intitulado: Desenvolvimento de um instrumento para medir a força de descolagem de bráquetes ortodônticos

do(a) aluno(a): José Renato Prietsch

Programa de: Odontologia

do curso de: Materiais Dentários

Nível: Doutorado

Orientado pelo(a): Profa. Dra. Ana Maria Spohr

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 18 de março de 2005.



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

ANEXO B – Valores de aferição do instrumento desenvolvido obtidos pelos avaliadores A e B:

Anexo B: Quadro com valores do avaliador A

	1 Kg	2 Kg	3 Kg	4 Kg	5 Kg	6 Kg	7 Kg
1	1,62	2,62	3,31	4,31	5,77	7,08	7,79
2	1,57	2,31	3,22	4,28	5,05	6,68	7,31
3	1,74	2,54	3,17	4,17	6	6,28	7,37
4	1,74	2,19	3,28	4,57	5,65	6,31	7,54
5	1,71	2,31	3,19	4,65	5,94	5,79	7,88
6	1,74	2,51	3,28	4,62	5,39	6,51	7,62
7	1,71	2,37	3,28	4,25	5,65	6,97	8,34
8	1,71	2,45	3,14	4,17	5,57	6,42	8,17
9	1,77	2,51	3,34	4,51	5,71	6,34	7,25
10	1,74	2,42	3,59	4,91	5,71	6,31	6,79
11	1,71	2,57	3,17	4,62	5,62	6,77	7,54
12	1,77	2,59	3,25	4,62	5,74	6,77	7,34
13	1,74	2,39	3,22	4,34	5,97	6,79	7,42
14	1,57	2,71	3,28	4,68	6	6,71	8
15	1,91	2,54	3,48	4,85	6,19	6,85	7,71
16	1,68	2,62	3,17	4,42	5,68	6,54	7,65
17	1,62	2,42	3,57	4,54	5,14	6,71	7,94
18	1,74	2,51	3,51	3,91	5,62	6,54	8,34
19	1,85	2,42	3,54	4,25	5,37	6,39	8,28
20	1,77	2,22	3,02	4,08	5,02	6,97	6,31

Anexo B: Quadro com valores do avaliador B

	1 Kg	2 Kg	3 Kg	4 Kg	5 Kg	6 Kg	7 Kg
1	1,71	2,31	3,05	3,88	5,71	6,22	7,22
2	1,77	2,51	3,25	4,37	4,85	6,59	7,34
3	1,79	2,14	3,34	3,91	5,54	6,05	7,57
4	1,71	1,97	2,85	3,79	5,28	6,11	7,88
5	1,68	2,39	3,11	4,51	5,71	6,08	7,57
6	1,91	2,14	3,42	4,14	5,11	6,45	8,34
7	1,57	2,19	3,05	4,45	5,25	6,02	7,79
8	1,88	2,11	3,17	4,59	5,59	6,77	7,62
9	1,85	2,19	3,08	4,62	5,02	6,22	7,45
10	1,97	2,08	3,14	4,11	5,08	6,71	8,25
11	1,91	2,14	2,79	4,85	4,82	5,85	7,59
12	1,62	2,02	3,31	4,22	5,31	6,25	8,05
13	1,82	2,19	3,17	4,37	4,59	6,48	7,71
14	1,65	2,34	2,68	4,97	4,77	6,57	7,79
15	1,57	2,45	3,14	4,65	5,37	6,57	7,97
16	1,71	2,11	2,77	3,94	5,14	5,91	7,65
17	1,65	2,34	2,59	4,85	5,19	6,39	8,08
18	1,79	2,45	3,37	4,17	5,28	6,51	7,19
19	1,85	2,45	2,45	4,62	5,59	6,31	7,48
20	1,79	2,71	3,14	4,48	5,59	7,17	6,89

ANEXO C – Valores de resistência de união e respectivos índices de adesivo remanescente para os grupos A, B e C:

Anexo C: Quadro com valores do Grupo A

Corpos-de-prova	Tração Alicate (MPa)	IAR
1	2,58	3
2	3,23	3
3	3,47	1
4	2,51	3
5	3,64	3
6	3,37	3
7	2,73	3
8	2,81	3
9	3,03	3
10	2,73	3
11	3,03	3
12	2,65	3
13	2,97	3
14	2,77	3
15	3,27	3
16	2,97	3
17	2,63	3
18	2,65	3
19	2,97	3
20	2,85	3
21	3,13	3
22	3,55	2
23	2,95	3
24	2,65	3
25	3,29	3

Anexo C: Quadro com valores do Grupo B

Corpos-de-prova	Tração Máquina (MPa)	IAR
1	2,57	3
2	2,64	3
3	2,80	0
4	2,67	3
5	2,23	3
6	1,97	0
7	3,13	0
8	3,31	3
9	2,56	3
10	2,32	3
11	2,16	2
12	2,91	3
13	3,23	3
14	2,06	3
15	3,28	0
16	2,78	3
17	3,05	3
18	2,76	3
19	3,20	3
20	2,62	3
21	2,85	3
22	2,73	3
23	2,81	3
24	2,55	3
25	1,97	3

Anexo C: Quadro com valores do Grupo C

Corpos-de-prova	Cisalhamento (MPa)	IAR
1	3,74	0
2	6,76	1
3	16,57	2
4	8,32	3
5	12,8	3
6	7,96	3
7	10,93	3
8	9,80	3
9	3,86	3
10	5,93	3
11	6,92	1
12	7,25	2
13	9,65	3
14	7,62	3
15	5,02	3
16	4,23	3
17	8,35	3
18	6,20	0
19	4,55	1
20	5,11	3
21	9,65	3
22	11,33	3
23	10,45	3
24	5,70	3
25	4,05	3

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)