

FERNANDA JACOBS MONTINI

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO MODO DE FIXAÇÃO  
DOS CORPOS DE PROVA NO ENSAIO DE MICROTRAÇÃO NA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA**

Dissertação apresentada Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, curso de Pós-Graduação em Odontologia, na Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

Porto Alegre

2012

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)**

M792a Montini, Fernanda Jacobs  
Avaliação da influência do modo de fixação  
dos corpos de prova no ensaio de microtração na resistência  
de união à dentina / Fernanda Jacobs Montini. – Porto Alegre,  
2012.  
46 f.

Diss. (Mestrado em Odontologia) – Fac. de Odontologia,  
PUCRS.  
Orientação: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.

1. Odontologia. 2. Dentística. 3. Resistência dos Materiais  
(Odontologia). 4. Dentina. I. Burnett Jr., Luiz Henrique.  
II. Título.

CDD 617.695

**Ficha Catalográfica elaborada por  
Vanessa Pinent  
CRB 10/1297**

FERNANDA JACOBS MONTINI

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO MODO DE FIXAÇÃO  
DOS CORPOS DE PROVA NO ENSAIO DE MICROTRAÇÃO NA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA**

Dissertação apresentada Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia, curso de Pós-Graduação em Odontologia, na Área de Concentração em Dentística Restauradora.

Aprovada em \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2012.

BANCA EXAMINADORA:

---

Orientador: Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr. - PUCRS

---

Prof. Examinador

---

Prof. Examinador

Dedico este trabalho a todas pessoas que acreditam no meu propósito, em especial aos meus pais, José Montini e Berenice Jacobs Montini, que participam dos meus projetos com dedicação e amor. Este é um pequeno resultado de seus grandes esforços.

## AGRADECIMENTOS

Ao meu pai, **José** pelo exemplo profissional, orientações pessoais e profissionais, incentivo e amor.

À minha mãe, **Berenice**, pela formação do meu caráter, pelo empenho em acreditar na minha capacidade, paciência e amor.

Aos meus irmãos, **Andréia e Marcelo**, aos cunhados **Giovani e Ana Julia** e sobrinha **Lara**, pelo apoio e retaguarda.

Ao **Dr. Carlos Roberto Fortuna**, mestre na arte e na ciência da odontologia, pela formação da minha crítica odontológica, pelo exemplo profissional.

À toda equipe da **Clínica Faria Santos**, colegas e funcionários, pela dedicação e paciência que, sem dúvida, tornaram o trabalho mais fácil.

Ao **Prof. Dr. Luiz Henrique Burnett Jr.**, meu orientador, pelo exemplo, carinho, amizade e dedicação durante o curso. Sua sábia orientação e apoio, foram essenciais para a realização desse trabalho.

À **Prof<sup>a</sup>. Ana Maria Spohr**, pela amizade, paciência aliada a sua extrema dedicação com que exerce sua função.

Ao coordenador de Pós-Graduação em Odontologia Prof. Dr. **José Antônio Poli de Figueiredo**, pela constante preocupação e incentivo à pesquisa.

Ao meu colega de mestrado, **Diego**, pela companhia e dedicação.

Aos colegas de pós-graduação **Maurem e Rafael**, pela convivência e pela ajuda em algumas dificuldades, contribuições e experiências trocadas.

A todas as minhas **amigas**, pelo carinho, apoio e torcida.

Ao **CNPQ**, pela bolsa de estudos concedida.

Aos **Pacientes**, motivo da minha busca constante pelo conhecimento.

*Só sabemos com exatidão quando sabemos pouco.  
À medida que vamos adquirindo conhecimentos, instala-se a dúvida.*

(Johann Wolfgang Goethe)

## RESUMO

**Objetivos:** 1) avaliar a resistência de união de palitos de microtração quando afixados nas suas extremidades ou na porção lateral; 2) Avaliar a resistência de união dos palitos modificando a posição na máquina de ensaio permitindo que a porção dentinária seja afixada na haste móvel ou fixa do dispositivo de microtração.

**Materiais e métodos:** Vinte dentes terceiros molares tiveram a face oclusal de esmalte removida até a exposição da dentina. Em seguida, foram restaurados seguindo a metodologia de microtração com sistema adesivo PQ1 e um platô de resina composta Amelogen Plus. Após, foram seccionados em palitos com área de secção  $0,64 \text{ mm}^2$  e comprimento médio de 8,54 mm. Para cada dente foram selecionados 4 palitos da região central os quais foram divididos nos seguintes grupos: TB – resina composta posicionada no mordente móvel da máquina de ensaio (MM); BT – dentina posicionada no MM; NTB – uso da matriz de imobilização lateral (IL) e resina composta no MM; NBT- uso da IL e resina composta no MM. Após, foi realizado o ensaio de microtração com velocidade de 0,5 mm/min.

**Resultados:** Os valores médios obtidos (MPa) na resistência de união à microtração foram (médias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ( $p < 0,05$ )): **TB-** 26,67 (B); **BT-** 31,90 (AB); **NTB-** 37,85 (A); **NBT** – 34,26 (A).

**Conclusões:** o posicionamento do corpo de prova no mordente móvel (TB ou BT) não influenciou nos resultados de microtração; o uso da imobilização lateral do corpo de prova promoveu o aumento dos valores de resistência à microtração.

**Palavras-chave:** Resistência de união. Microtração. Dentina. Resina Composta Amelogen Plus.

## ABSTRACT

**Aims:** 1) To evaluate the microtensile bond strength ( $\mu$ MTBS) of the square rod shaped (SRS) specimens when fixed on its ends or in the lateral position; 2) to evaluate the  $\mu$ MTBS of the SRS fixed by dentin or composite resin on the moving attachment (MA) from the universal testing machine (UTM). **Materials and methods:** Twenty third molars sound and extracted had the occlusal surface removed exposing the dentin. Right after, the teeth were restored with the PQ1 adhesive system and Amelogen Plus doing a 6.0mm height composite resin layer according to the microtensile methods. Then, the specimens were cut in square rods with a bond area of  $0.64 \text{ mm}^2$ . From each tooth were selected four samples of the central area and randomly divided in four groups as follows: TB – composite resin positioned on the mobile attachment (MA) from the UTM; BT – dentin positioned on MA from the UTM; NTB – specimens attached to the notched jig (NJ) with the composite resin fixed on the MA; and NBT- specimens attached to the NJ with dentin fixed on the MA. After, the  $\mu$ MTBS testing was performed with a cross-head speed of 0.5mm/min. **Results:** The mean values of microtensile bond strength in MPa were (means followed by the same letter did not differ significantly at  $p < 0.05$ ) (Tukey`s test): **TB-** 26.67 (B); **BT-** 31.90 (AB); **NTB-** 37.85 (A); and **NBT** – 34.26 (A). **Conclusions:** The sample position (TB or BT) on the MA did not influence the  $\mu$ MTBS; the SRS lateral immobilization (NTB and NBT) applying the NJ increased the  $\mu$ MTBS.

**Keywords:** Bond strength. Microtensile. Dentin. Adhesive System Amelogen Plus.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Dente incluído em resina acrílica. Vista oclusal .....	18
Figura 2 - Dentina oclusal exposta .....	19
Figura 3 - 3A-3M Sequência de preparo do corpo-de-prova (3A. Dentina exposta, 3B. Frasco de Ácido Fosfórico, 3C. Condicionamento da superfície da amostra, 3D. Lavagem vigorosa de água, 3E. Secagem da superfície com algodão, 3F. Frasco de sistema adesivo utilizado, 3G. Aplicação do sistema adesivo com microbrush, 3H. Fotopolimerização, 3I. Resina composta, 3J. Restauração incremental com espátula adaptando a resina composta, 3L. Restauração completa e 3M. Medição dos incrementos) .....	21
Figura 4 - Seccionamento em planos paralelos sequenciais, seguindo o longo eixo do dente .....	22
Figura 5 - Palitos obtidos .....	22
Figura 6 - A medição da largura com paquímetro digital, B medição de outra face para estabelecer a área do cp, C medição do comprimento do cp .....	23
Figura 7 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico específico para microtração, mostrando partes do cp, A resina, B dentina e C interface adesiva (centro) .....	24
Figura 8 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico específico para microtração, mostrando partes do cp B dentina, A resina e C interface adesiva .....	25
Figura 9 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico alternativo para o teste microtração, mostrando partes do cp A resina, B dentina e C interface adesiva .....	26
Figura 10 - Mostra a fixação do cp na porção lateral com Super Bonder Gel .....	27
Figura 11 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico alternativo para o teste de microtração, mostrando partes do cp B dentina, A resina e C interface adesiva .....	28

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultados da ANOVA <i>two-way</i> .....	30
Tabela 2 - Valores médios de resistência de união, coeficiente de variação, área média da interface adesiva e comprimento dos corpos de prova.....	31
Tabela 3 - Valores percentuais de falhas predominantes e valores médios de resistência de união (MPa) por grupo.....	31
Tabela 4 - Tabela comprando os diferentes módulos de elasticidades.....	34

## LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Descrição do sistema adesivo, resina composta e produto de tratamento de superfície utilizados .....	19
---	----

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SIGNIFICADOS

%	Por cento
$\mu\text{m}$	Micrometro
<	Menor que
>	Maior que
$\pm$	Mais ou menos
$^{\circ}\text{C}$	Grau Celsius
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato-a
Bis-HEMA	Bisfenol 2-hidroxietyl metacrilato
cm	Centímetro
cp	Corpo de prova
cv	Coeficiente de variação
DMA	Dimetacrilato
Dp	Desvio padrão
g	Gramma
h	Hora
HEMA	2-hidroxietyl metacrilato
kg	Quilograma
MET	Microscopia eletrônica de transmissão
MEV	Microscopia eletrônica de varredura
MHP	Fosfato de metacrilato
min	Minuto
ml	Mililitro
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mm <sup>2</sup>	Milímetro quadrado
MPa	Mega Pascal
mW/cm <sup>2</sup>	MiliWatt por centímetro quadrado
N	Newton
n	Número de corpos de prova
n <sup>o</sup>	Número
O	Oxigênio

p	Probabilidade calculada
pH	Concentração hidrogeniônica
ppm	Parte por milhão
rpm	Rotações por minuto
s	Segundo
SEM	Scanning electron microscopy
sig.	Significância
TEGDMA	Trietileno glicol dimetacrilato
vol.	Volume
W	Watt
X	Indica o número de vezes. Ex. 40x.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>14</b>
<b>2 PROPOSIÇÃO</b> .....	<b>17</b>
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>18</b>
3.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	18
3.2 TRATAMENTOS REALIZADOS.....	19
<b>3.2.1 Aplicação dos sistemas adesivos e resina composta</b> .....	<b>19</b>
3.3 OBTENÇÃO DOS PALITOS PARA O ENSAIO DE MICROTRAÇÃO.....	22
3.4 ENSAIO DE MICROTRAÇÃO .....	23
<b>3.4.1 GRUPO TB ( resina-dentina, <i>top-bottom</i>)</b> .....	<b>24</b>
<b>3.4.2 GRUPO BT (dentina-resina, <i>bottom-top</i>)</b> .....	<b>25</b>
<b>3.4.3 GRUPO NTB (matriz com canaleta-resina-dentina, <i>notched-top-bottom</i>)</b> .....	<b>26</b>
<b>3.4.4 GRUPO NBT (matriz com canaleta-dentina-resina, <i>notched-bottom-top</i>)</b> .....	<b>27</b>
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA .....	28
3.6 ANÁLISE DA LOCALIZAÇÃO DA FRATURA .....	28
3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA DO TIPO DE FRATURA.....	29
<b>4 RESULTADOS</b> .....	<b>30</b>
<b>5 DISCUSSÃO</b> .....	<b>32</b>
<b>6 CONCLUSÕES</b> .....	<b>37</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>38</b>
<b>ANEXOS</b> .....	<b>42</b>

## 1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento dos sistemas adesivos, juntamente com materiais restauradores estéticos, têm melhorado a qualidade da Odontologia Restauradora nos últimos 20 anos. A obtenção da união entre resina composta e estrutura dentária tem se mostrado efetiva com a evolução dos adesivos dentinários<sup>(1,2)</sup> sendo tal fato comprovado por avaliações clínicas de restaurações de resina composta com taxa de sobrevivência de até 17 anos.<sup>(3)</sup> Devido à facilidade de uso e ampla disseminação entre os profissionais, hoje a maioria dos procedimentos restauradores é dependente do processo de união. Todavia, a efetividade deste processo pode ser dificultada pelas diferenças morfológicas dos substratos dentais. Enquanto o esmalte é composto basicamente por conteúdo inorgânico (98%), a dentina apresenta uma complexa riqueza estrutural, apresentando um maior componente orgânico, representado pelo colágeno (30%), apatita carbonatada (50%) e água (20%).<sup>(4,5)</sup>

Apesar das características da união à dentina já serem conhecidas e amplamente discutidas ainda há grandes desafios relacionados a esta estrutura devido ao seu alto conteúdo orgânico, à micro-estrutura tubular umedecida e à presença de *smear layer*.<sup>(6)</sup> Não obstante, a complexa interface formada pela penetração do adesivo na malha de colágeno e minerais formando a camada híbrida pode tornar-se um fator crítico no sucesso da adesão se o colágeno não for totalmente envolto pelos polímeros resultando na sua degradação.<sup>(7,8)</sup> Tal fato, ainda permite que as restaurações de resina descolem, apresentem microinfiltração e reincidência de cárie.<sup>(2)</sup> Assim, o estudo do comportamento mecânico e clínico dos materiais adesivos é uma questão de grande importância na saúde pública.

A forma mais confiável de obter informações a respeito do comportamento de sistemas adesivos é através de estudos clínicos longitudinais.<sup>(9)</sup> Todavia, devido à alta velocidade de entrada e saída de materiais adesivos do mercado os testes *in vitro* são considerados importantes por avaliar, num curto espaço de tempo, a eficiência da união dos sistemas adesivos, apresentando uma clara correlação com os estudos *in vivo*. Dentre as metodologias de avaliação dos sistemas adesivos

está a microtração a qual tem sido amplamente utilizada desde 1994, este método ganhou aceitação dentre os pesquisadores pelo fato de superar as deficiências identificadas pelo teste de cisalhamento e tração convencionais com área de união de 3mm ou mais.<sup>(10,11)</sup> A microtração propôs a utilização de corpos de prova com área reduzida, menores do que 1mm<sup>2</sup><sup>(9)</sup>. Tal fato apresentou uma vantagem imediata do método: a menor taxa de falhas coesivas na dentina quando comparada aos testes tradicionais de cisalhamento e tração<sup>(10,12,13)</sup>. Isto resultou na possibilidade de testar efetivamente a interface adesiva, que é a área crítica do processo de adesão, em vez de outros substratos.<sup>(11)</sup> Ainda como vantagens podem ser citadas a possibilidade de estudar diferentes regiões de um mesmo dente, por exemplo, dentina normal e dentina afetada por cárie<sup>(14)</sup> e a obtenção de vários corpos de prova de um único dente.<sup>(11)</sup> Assim, hoje a microtração é o ensaio mais utilizado para testar materiais adesivos aplicados sobre a estrutura dentária,<sup>(9)</sup> apresentando uma adequada correlação com resultados clínicos.<sup>(15)</sup>

Todavia, apesar das inúmeras vantagens, a confecção dos corpos de prova para o teste é crítica e suas particularidades se refletem nos resultados de resistência adesiva sendo extremamente difícil a comparação de resultados com outros estudos devido à grande versatilidade do método. Isto se deve ao formato dos corpos de prova que pode ser em ampulheta, prisma retangular ou cilíndrico. Não obstante, de acordo com Coelho *et al.*<sup>(12)</sup> no teste de microtração a distribuição das tensões não é completamente uniforme, gerando forças laterais na interface adesiva. Essa distribuição de tensão, a qual ocorre também nos teste macro de tração e cisalhamento, pode ser influenciada por qualquer alteração na geometria do modelo, carga aplicada e rigidez do material.<sup>(16)</sup>

Inúmeros questionamentos ainda estão abertos no teste de microtração no que tange a sua metodologia entre eles: o correto alinhamento do corpo de prova em um único eixo no momento do ensaio, a influência do comprimento do corpo de prova bem como a espessura de dentina e resina composta utilizados. Não obstante, a grande maioria das máquinas de ensaio universal apresenta um mordente móvel e outro fixo e ainda não foi definido se a dentina ou resina composta deverá ser fixada no mordente móvel.



Assim, frente às lacunas abertas na metodologia de microtração este estudo testará as seguintes alternativas:

- 1) Corpos de prova de microtração fixados pela sua porção dentinária ou de resina composta no mordente móvel da máquina de ensaio apresentarão resistência de união similar;
- 2) O uso de uma matriz com canaleta central para alinhar o corpo de prova de microtração promoverá uma resistência de união similar ao método utilizado sem a canaleta.

## 2 PROPOSIÇÃO

1. Avaliar a resistência de união de palitos de microtração quando afixados nas suas extremidades ou na porção lateral, através da canaleta presente no dispositivo;

2. Avaliar a resistência de união dos palitos modificando a posição na máquina de ensaio permitindo que a porção dentinária seja afixada na haste móvel ou fixa do dispositivo de microtração;

3. Avaliar, o padrão de fratura das interfaces após o ensaio de microtração.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 OBTENÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Vinte terceiros molares humanos hígidos, extraídos por indicação terapêutica, foram obtidos junto ao banco de dentes da PUCRS. (Protocolo de pesquisa CEP 11/05619) Os dentes foram limpos e desinfetados em solução de cloramina a 2% por 24 h. Após este período, foram lavados em água corrente e armazenados em um frasco fechado contendo água destilada a 4°C, por um período de até 6 meses.

As raízes dos vinte dentes foram incluídas individualmente em resina acrílica autopolimerizável Jet (Clássico Ind., São Paulo, SP, Brasil), com o auxílio de uma matriz de teflon de forma cilíndrica, de modo que a face oclusal do dente estivesse voltada para a parte superior da matriz (Figura 1).

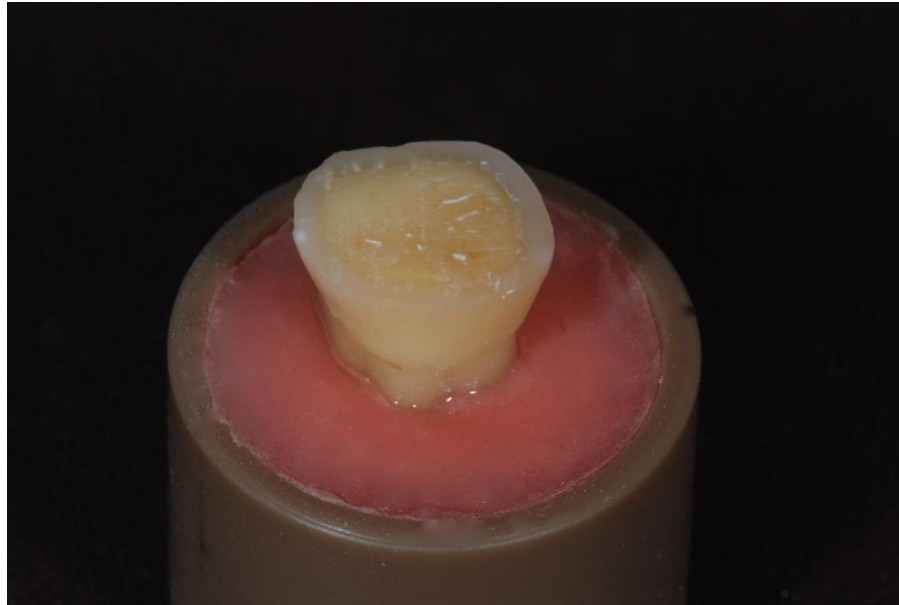
Figura 1 - Dente incluído em resina acrílica. Vista oclusal



O cilindro de acrílico obtido foi adaptado ao suporte metálico da máquina de corte (Labcut 1010 – Extec Corp., Londres, Inglaterra), onde foi realizada a remoção da superfície oclusal com um disco diamantado de dupla face (Extec Corp., Londres, Inglaterra) em baixa rotação (400 rpm) e constante refrigeração, até que todo o esmalte oclusal fosse removido (Figura 2). Logo após, a superfície dentinária foi planificada com lixas de carvão de silício de granulações 320 e 600, em uma poltriz

DPU-10 (Panambra, São Paulo, SP, Brasil), sob refrigeração.

Figura 2 - Dentina oclusal exposta



Cada um dos quatro grupos foi constituído por vinte amostras coletas de vinte dentes conforme descrito anteriormente. Assim de cada dente foram coletados 4 palitos, os quais foram distribuídos aleatoriamente em cada grupo.

### 3.2 TRATAMENTOS REALIZADOS

#### 3.2.1 Aplicação dos sistemas adesivos e resina composta

Para a realização desta pesquisa foram utilizados os seguintes materiais (Quadro 1):

Quadro 1 - Descrição do sistema adesivo, resina composta e produto de tratamento de superfície utilizados

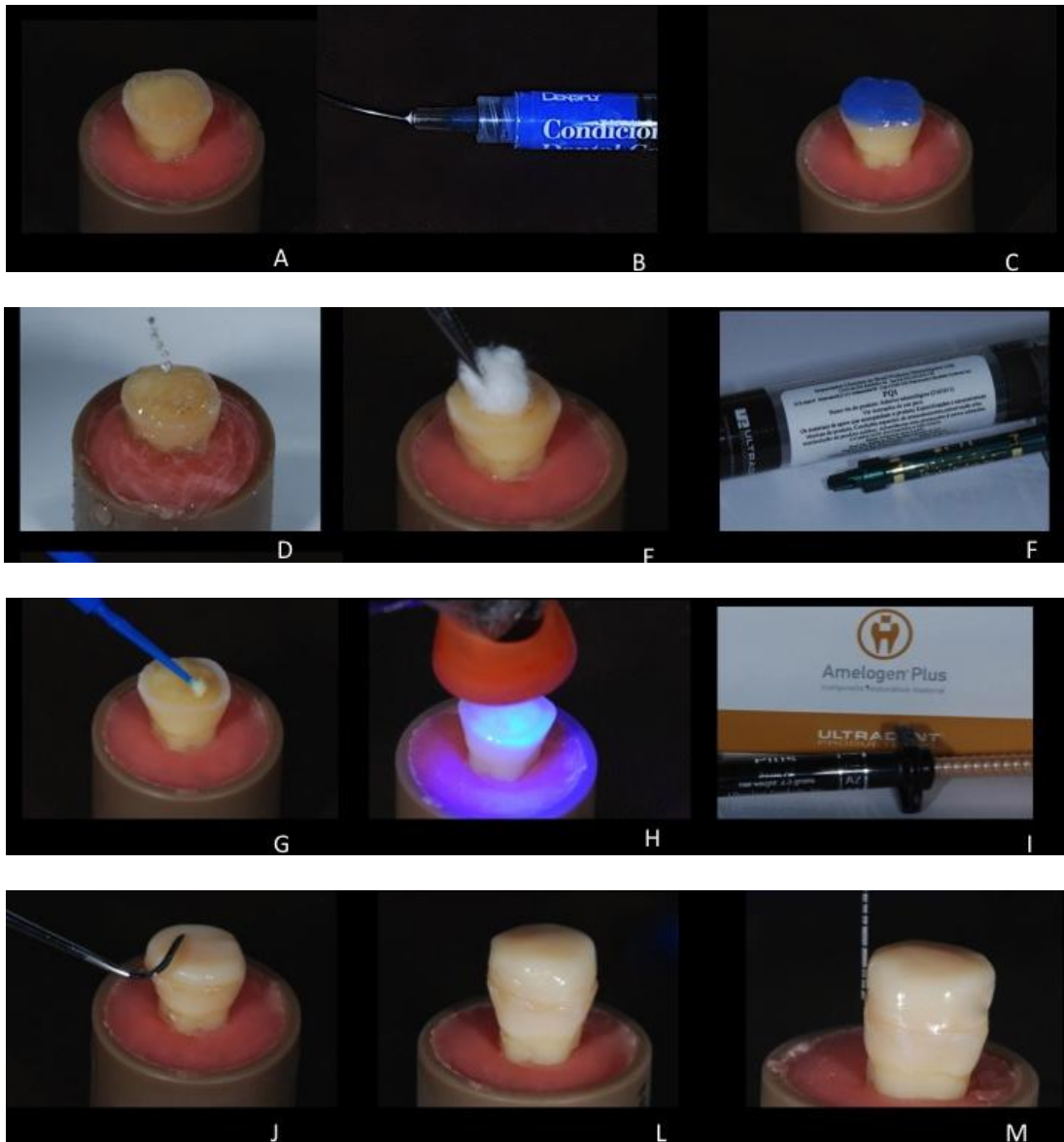
Material	Composição Química	Lote
<b>Condicionador Dental Gel (Dentisplay, Konstanz, Germany)</b>	Ácido Fosfórico Sílica Gel Corante	198830 B
<b>Sistema Adesivo PQ1 (Ultradent Products, Inc.)</b>	Sistema de união de resina de componente único, fotopolimerizável, com agente solvente álcool etílico, tem 40% de carga e é radiopaco.	B5QIP
<b>Resina Composta Amelogen Plus (Ultradent Products, Inc.)</b>	Resina micro-híbrida à base de Bis-gMA 76% de carga e 61% por volume, partículas de dióxido de silício com tamanho médio de 0,7 µm.	B5M99 B5RF8

O sistema adesivo PQ1 (Ultradent Products, Inc) foi aplicado em dentina da seguinte forma:

- Condicionamento da superfície dentinária com ácido fosfórico gel a 37% (Dentsply, Konstanz, Alemanha) por 15 s;
- Lavagem com spray de ar-água durante 15 s, sendo removido o excesso de água com uma porção de papel absorvente;
- Inserção com microbrush de uma camada do sistema adesivo por 5 s sob fricção;
- Jato de ar por 4s a uma distância de 2 cm;
- Fotoativação por 20s com aparelho XL3000 (3M, Konstanz, Alemanha) com intensidade de energia acima de  $500 \text{ mW/cm}^2$ , previamente aferida com auxílio de um radiômetro de cura analógico Demetron 100 (Kerr, Orange, CA, EUA).

Após a aplicação do sistema adesivo, foram inseridos sobre a superfície de dentina 2 incrementos, com aproximadamente 2 mm cada, da Resina Composta Amelogen Plus - Ultradent Products, Inc na cor A2, com o auxílio da espátula Thompson nº 3, totalizando cerca de 4 mm de altura. Cada incremento foi fotoativado por 20 s, com uma unidade de luz halógena XL 3000 (Figura 3A-3M).

Figura 3 - 3A-3M Sequência de preparo do corpo-de-prova (3A. Dentina exposta, 3B. Frasco de Ácido Fosfórico, 3C. Condicionamento da superfície da amostra, 3D. Lavagem vigorosa de água, 3E. Secagem da superfície com algodão, 3F. Frasco de sistema adesivo utilizado, 3G. Aplicação do sistema adesivo com microbrush, 3H. Fotopolimerização, 3I. Resina composta, 3J. Restauração incremental com espátula adaptando a resina composta, 3L. Restauração completa e 3M. Medição dos incrementos).



A região central do platô de resina foi pintada com cor azul previamente ao corte para facilitar a seleção dos palitos somente da parte central do dente.

### 3.3 OBTENÇÃO DOS PALITOS PARA O ENSAIO DE MICROTRAÇÃO

Os dentes já restaurados foram armazenados em água destilada por 24 h, em uma estufa de cultura (Modelo 002CB – São Paulo, SP, Brasil) a 37°C. Estes dentes foram então, seccionados com um disco diamantado de dupla face - espessura de 0,3 mm (Extec Corp., Londres, Inglaterra) em baixa rotação (500 rpm), sob refrigeração em uma máquina de corte (Labcut 1010), paralelamente ao longo eixo do dente, nos sentidos vestibulo-lingual e mésio-distal. Com isso, foram obtidos palitos com uma área adesiva de até 1,0 mm<sup>2</sup>, de modo que a metade superior foi constituída de resina e a inferior de dentina. Apenas os palitos da região central dos dentes foram selecionados, nos quais foi feita uma inspeção com auxílio de uma lupa estereoscópica (Olympus, Tóquio, Japão), com 10X de aumento, para avaliar a área de adesão e a possível presença de bolhas ou falhas. Para identificar os palitos da região central, esta região foi pintada, o que promoveu manchamento em alguns palitos na porção referente a resina, principalmente aqueles que foram utilizados por último. Os palitos que apresentaram falhas foram descartados. Foram selecionados 4 palitos de cada dente correspondentes à porção mais central da face oclusal de cada amostra, os demais palitos foram descartados.

Figura 4 - Seccionamento em planos paralelos sequenciais, seguindo o longo eixo do dente

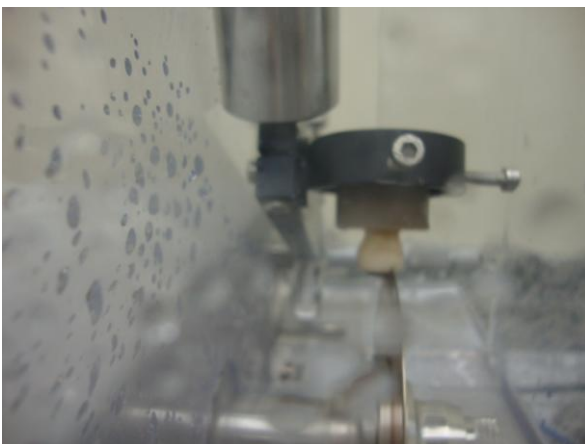


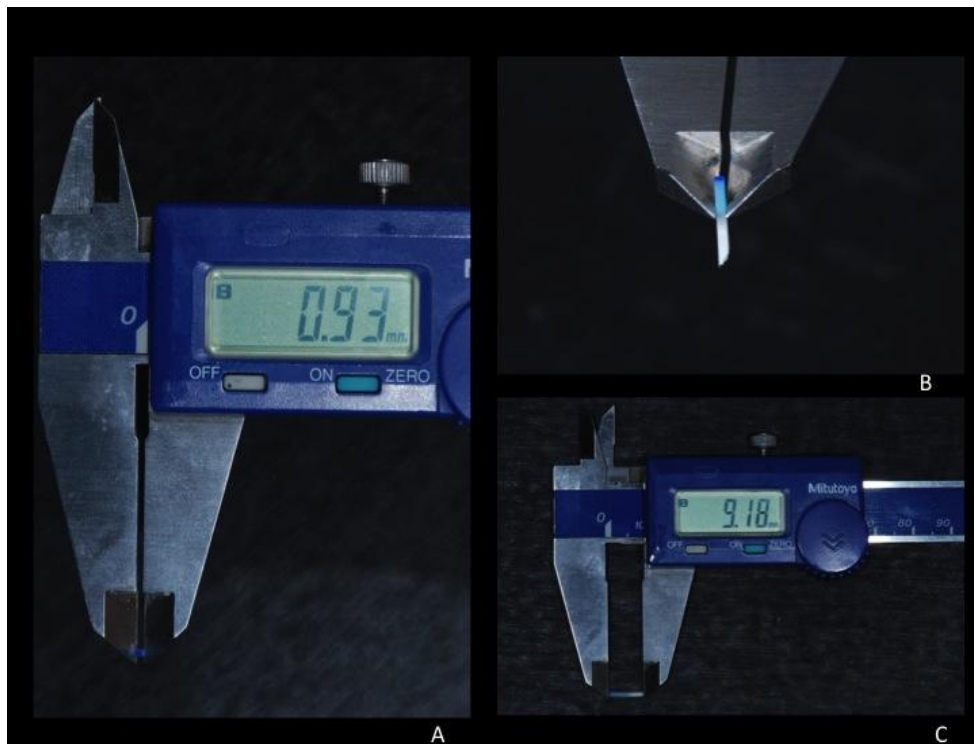
Figura 5 - Palitos obtidos



### 3.4 ENSAIO DE MICROTRAÇÃO

Previamente ao ensaio de microtração, cada corpo-de-prova (cp) foi cuidadosamente observado em lente de aumento 4x para verificar se a interface adesiva estava perpendicular ao longo eixo do dente do cp, já que esta é uma condição necessária para que apenas forças de tração sejam aplicadas, evitando componentes de torção indesejáveis. Todos os espécimes que apresentaram interface adesiva inclinada em relação ao longo eixo do cp seriam descartados, mas no presente trabalho não foi descartado nenhum cp. Assim, um total de 80 cps em dentina foram considerados viáveis. Além disso, cada cp teve seu comprimento, sua largura e espessura medidas com precisão por auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, São Paulo, Brasil) para registrar a área (Figura 6 A, B e C).

Figura 6 - A medição da largura com paquímetro digital, B medição de outra face para estabelecer a área do cp, C medição do comprimento do cp



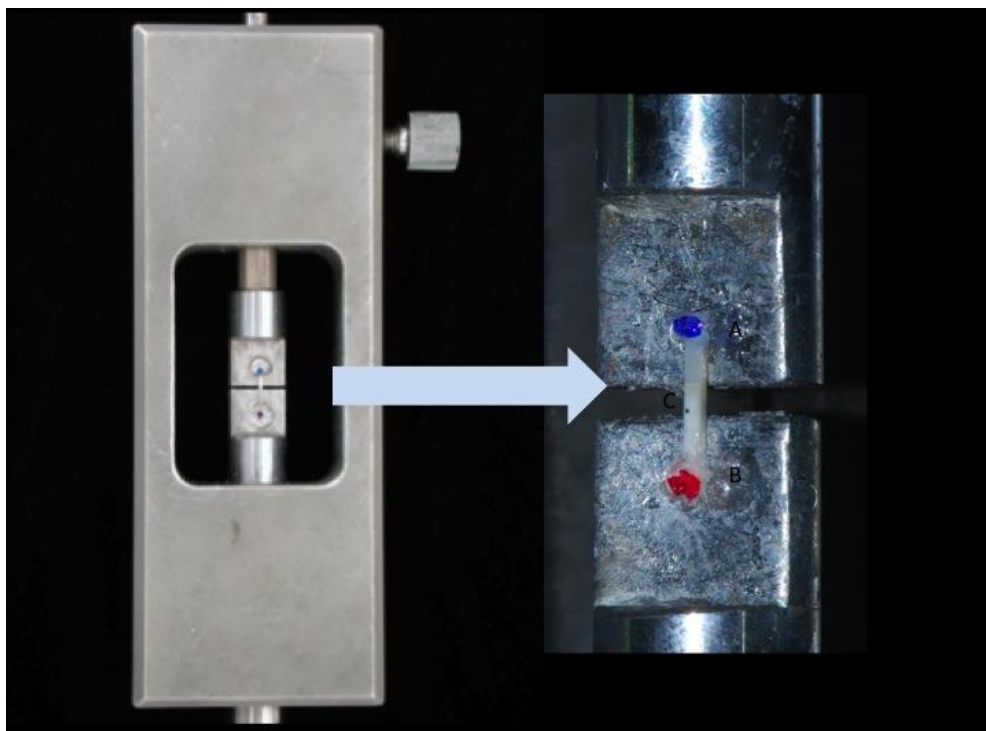
Após a obtenção dos cp, as porções de resina composta e de dentina foram identificadas com caneta hidrocor, em áreas distante da interface, com as cores azul e vermelha, respectivamente. Esse procedimento facilitou a identificação das partes após a fratura.



### 3.4.1 GRUPO TB ( resina-dentina, *top-bottom*)

Os 20 cps selecionados foram unidos pelas suas extremidades a um dispositivo metálico específico para microtração, com um adesivo à base de cianoacrilato (Super Bonder Gel – Loctite Brasil Ltda) e de um acelerador de cura (Zipkicker, Pacer, Rancho Cucamonga, CA, EUA), de modo a posicionar a área adesiva perpendicularmente ao longo eixo da tensão de tração, e com a porção de resina para cima (Figura 8). Em seguida, os corpos de prova foram submetidos à força de tração a uma velocidade de 0,5 mm/min em uma máquina de ensaios mecânicos EMIC DL-2000 (São José dos Pinhais, PR, Brasil), com célula de carga de 500 N, até ocorrer fratura.

Figura 7 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico específico para microtração, mostrando partes do cp, A resina (ponto azul), B dentina (ponto vermelho) e C interface adesiva (centro)



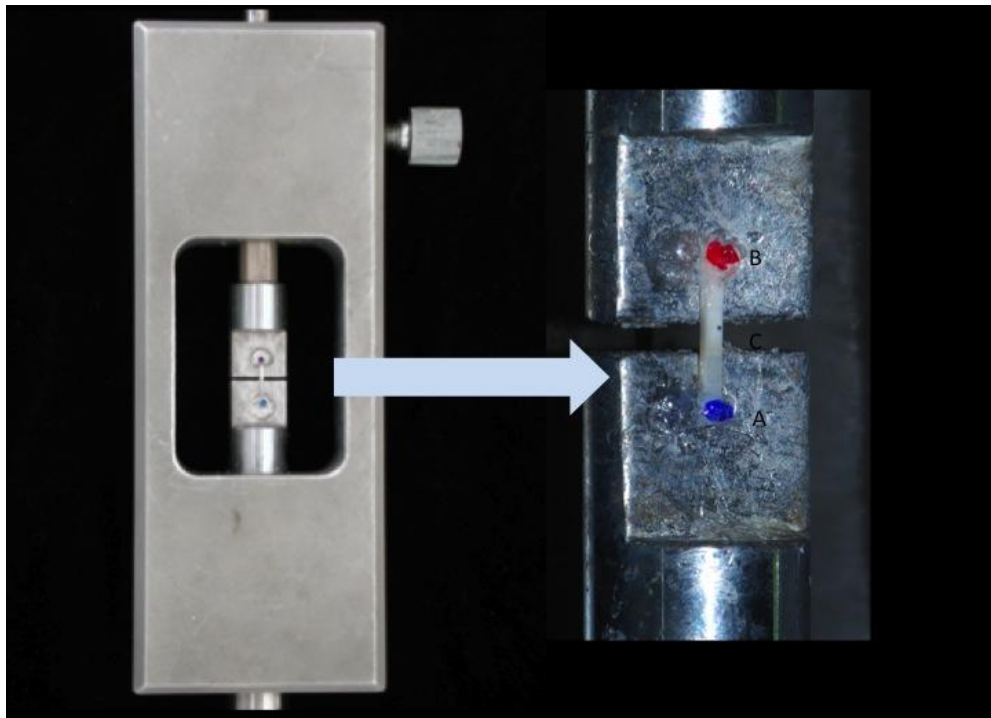
A máquina de ensaio foi acoplada a um computador, o qual opera um programa denominado MT teste 100 e no qual foram registrados os valores referentes à área adesiva de cada corpo de prova e o valor de tensão máximo obtido no ensaio em MPa. Após o teste, a porção dentinária fraturada foi removida da máquina de ensaios e submetida ao exame de inspeção em lupa digital com

aumento de 50X para determinar o tipo de falha ocorrido. Para realização do ensaio de resistência de união, as condições climáticas do laboratório foram monitoradas com auxílio de um termohigrômetro (TESTO, São Paulo, SP, Brasil) ficando na temperatura de  $21 \pm 2^\circ\text{C}$  e umidade relativa de  $50 \pm 5\%$ .

### 3.4.2 GRUPO BT (dentina-resina, *bottom-top*)

Os 20 cps selecionados foram unidos pelas suas extremidades a um dispositivo metálico específico para microtração com modo de fixação e parâmetros da máquina ensaio similares ao grupo 1, exceto o fato que a porção de dentina ficou afixada no mordente móvel superior da máquina de ensaios. Após o ensaio foram realizados os procedimentos de análise fraturas já descritos para o grupo TB.

Figura 8 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico específico para microtração, mostrando partes do cp B dentina, A resina e C interface adesiva



A máquina de ensaio foi acoplada a um computador, o qual opera um programa denominado MT teste 100 e no qual foram registrados os valores referentes à área adesiva de cada corpo de prova e o valor de tensão máxima obtido no ensaio em MPa. Após o teste, a porção dentinária fraturada foi removida da

máquina de ensaios e submetida ao exame do tipo de falha como descrito anteriormente para o grupo TB.

### 3.4.3 GRUPO NTB (matriz com canaleta-resina-dentina, *notched-top-bottom*)

Os 20 cps selecionados foram unidos pelas suas extremidades e lateralmente a um dispositivo metálico criado para o teste de microtração, possuindo uma canaleta com  $0,8 \text{ mm}^2$ . O adesivo de cianocrilato foi colocado na canaleta do dispositivo de forma a afixar o corpo de prova lateralmente, na sua extremidade e na parte do corpo de prova em contato com o fundo da canaleta (Figura 10) cuidando para que a interce adesiva não tivesse contato com o material. Em seguida, um acelerador de cura (Zipkicker, Pacer, Rancho Cucamonga, CA, EUA) foi utilizado para estabilizar o corpo de prova em posição. Neste grupo a porção de resina foi deixada para cima, ou seja, no mordente móvel (Figura 11). Em seguida, os corpos de prova foram submetidos à força de tração e análise da interface de fratura como descrito para os grupos TB e BT.

Figura 9 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico alternativo para o teste microtração, mostrando partes do cp A resina, B dentina e C interface adesiva

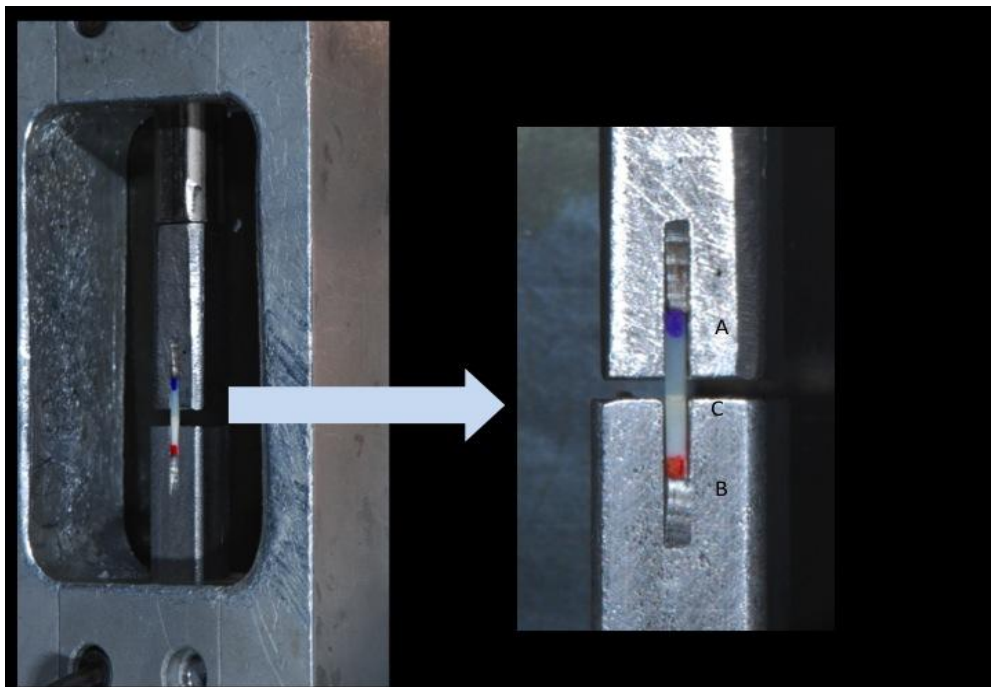
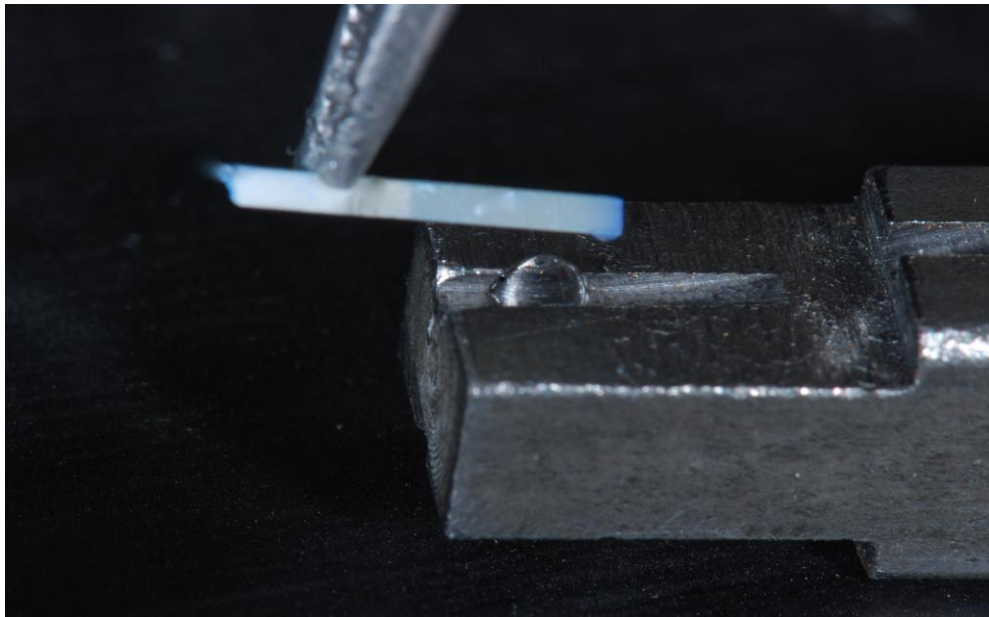


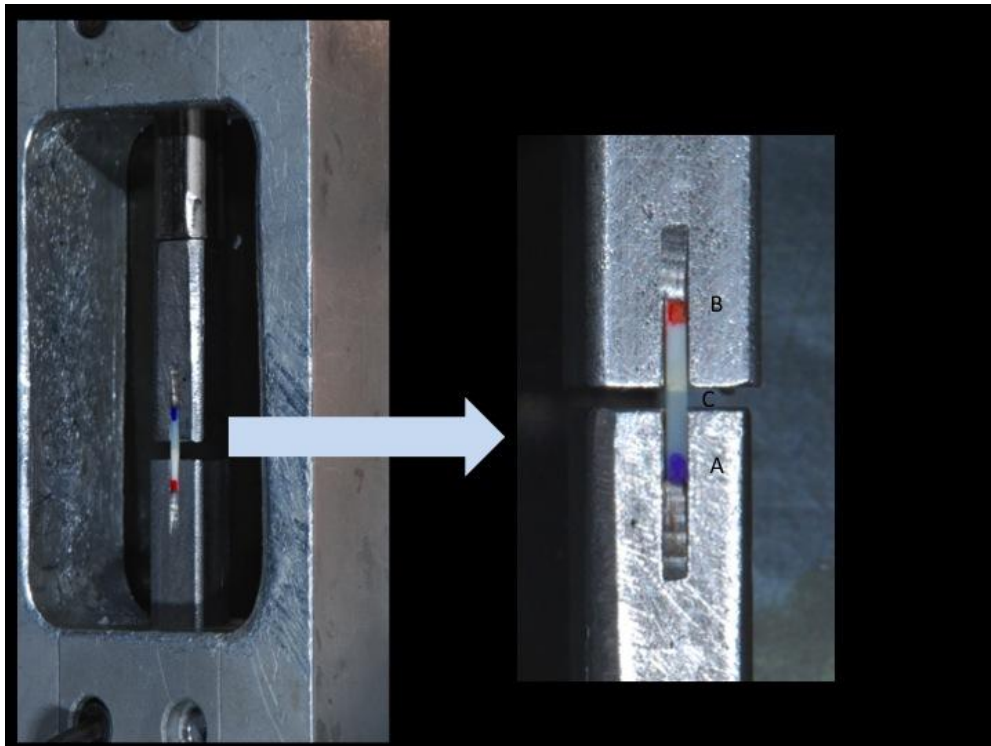
Figura 10 - Mostra a fixação do cp na porção lateral com Super Bonder Gel



#### 3.4.4 GRUPO NBT (matriz com canaleta-dentina-resina, *notched-bottom-top*)

Os 20 cps selecionados foram unidos pelas suas extremidades e lateralmente a um dispositivo metálico criado para o teste de microtração, possuindo uma canaleta com  $0,8 \text{ mm}^2$ . O adesivo de cianocrilato foi colocado na canaleta do dispositivo de forma a afixar o corpo de prova lateralmente, na sua extremidade e na parte do corpo de prova em contato com o fundo da canaleta (Figura 10) cuidando para que a interce adesiva não tivesse contato com o material. Em seguida, um acelerador de cura (Zipkicker, Pacer, Rancho Cucamonga, CA, EUA) foi utilizado para estabilizar o corpo de prova em posição. Neste grupo a porção de dentina foi deixada para cima, ou seja, no mordente móvel (Figura 12). Em seguida, os corpos de prova foram submetidos à força de tração e análise da interface de fratura como descrito para os grupos previamente reportados.

Figura 11 - O cp colocado em posição no dispositivo metálico alternativo para o teste de microtração, mostrando partes do cp B dentina, A resina e C interface adesiva



### 3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os resultados obtidos no teste de resistência de união à microtração foram submetidos ao teste estatístico Shapiro-Wilk para verificar a normalidade. Na presença de distribuição normal foram submetidos à Análise de Variância de duas vias considerando como fatores fixos posicionamento do corpo de prova na máquina de ensaios e uso de imobilização lateral do corpo de prova, seguido do teste de Tukey com nível de confiança de 95%.

### 3.6 ANÁLISE DA LOCALIZAÇÃO DA FRATURA

A metade de cada amostra correspondente a dentina foi removida do dispositivo e foi examinada com auxílio de uma câmera tipo CCD, de alta resolução com aumento de 400X (Mitutoyo, Japão), seguindo classificação de Poitevin *et al.*:<sup>(17)</sup>

- A. fratura coesiva em resina composta;
- B. fratura mista (falha interfacial e coesiva em resina/ dentina falha interfacial);

C. fratura coesiva em dentina.

### 3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA DO TIPO DE FRATURA

Os resultados da fractografia foram visualizados em percentuais de distribuição de frequência.

## 4 RESULTADOS

Os resultados do teste de normalidade Shapiro-Wilk para os valores obtidos no teste de resistência de união à microtração apresentaram distribuição normal e, portanto, foi aplicado o teste de ANOVA com dois fatores fixos: matriz modificada e posição do corpo de prova no dispositivo de microtração.

Os resultados da ANOVA *two-way* estão dispostos na Tabela 2.

Tabela 1 - Resultados da ANOVA *two-way*

Fonte	GL	SS	MS	F	p
Matriz	1	914,43	914,42	13,12	0,0005
Posição	1	13,83	13,83	0,20	0,65
Matriz*posição	1	387,24	387,24	5,56	0,02
Erro	76	5296,26	69,68		
Total	79				

A partir dos dados obtidos na Tabela 1 foi possível observar que isoladamente o uso da variável matriz teve influência nos resultados do estudo apresentando diferença estatística significativa ( $p < 0,05$ ). No entanto, analisando isoladamente apenas o posicionamento do corpo de prova no ensaio de microtração parece não ter apresentado influência significativa nos resultados ( $p > 0,05$ ). Todavia, quando as variáveis foram associadas houve influência significativa nos resultados ( $p < 0,02$ ). Assim, foi aplicado o teste de Tukey para determinar quais grupos foram diferentes entre si.

Tabela 2 - Valores médios de resistência de união, coeficiente de variação, área média da interface adesiva e comprimento dos corpos de prova

GRUPO	Resistência de união ± Desvio Padrão (MPa)	Coeficiente de variação (CV)	ÁREA MÉDIA mm <sup>2</sup>	COMPRIMENTO MÉDIO mm
TB (RESINA-DENTINA)	26,67±6,85 (B)	25,71	0,65	8,50
BT (DENTINA-RESINA)	31,90±8,67 (AB)	27,20	0,63	8,37
NTB (MATRIZ.-RESINA-DENTINA)	37,83±9,58 (A)	25,34	0,66	8,89
NBT (MATRIZ-DENTINA-RESINA)	34,26±8,02 (A)	23,43	0,65	8,47
ÁREA MÉDIA GERAL	-----	-----	0,64	8,54

\* Medias seguidas de mesma letra não apresentam diferença estatística para Tukey ( $p \geq 0,05$ ).

\* Valor crítico de Tukey para comparação entre os grupos=6,93.

A observação dos dados da Tabela 2 permitiu concluir que houve diferença estatística significativa entre os grupos TB, NTB e NBT. O grupo BT não teve diferença estatisticamente dos demais grupos.

Os valores absolutos e percentuais dos tipos de falhas encontrada em cada grupo e os valores médios de resistência de união estão descritos na Tabela 3.

Tabela 3 - Valores percentuais de falhas predominantes e valores médios de resistência de união (MPa) por grupo

TIPO DE FALHA DOMINANTE					
	RESINA COMPOSTA	MISTA	DENTINA	TOTAL	MÉDIA (MPa)
TB	3 (15%)	16 (80%)	1 (5%)	20	25,6
BT	3 (15%)	16 (80%)	1 (5%)	20	32
NTB	5 (25%)	15 (75%)	0 (0%)	20	38,8
NBT	3 (15%)	16 (80%)	1 (5%)	20	34,3

Conforme é possível observar na Tabela 3 o padrão predominante de falha foi misto em todos os grupos, havendo para o grupo NTB um maior percentual de falhas em resina composta (25%).



## 5 DISCUSSÃO

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, a hipótese de nulidade foi rejeitada. Os fatores principais que podem ter contribuído para os resultados encontrados foram: a diferença no módulo de elasticidade dos materiais estudados e o uso de uma matriz alternativa para o ensaio de microtração.

A ideia que o módulo de elasticidade poderia exercer influência na resistência de união de materiais resinosos à dentina está ligada ao conceito de que áreas adesivas elásticas têm uma capacidade de tensão suficiente para aliviar o estresse entre a contração de polimerização de uma resina composta e o substrato rígido de dentina.<sup>(18)</sup> Van Meerbeeck *et al.*<sup>(9)</sup> reportaram haver uma correlação positiva entre módulo de elasticidade e resistência de união. Dependendo do módulo de elasticidade apresentado pelo sistema adesivo, esta camada poderia funcionar como um amortecedor dessas tensões preservando a integridade da camada de adesão e conseqüentemente sua durabilidade.<sup>(19)</sup> Todavia, podemos especular que nos ensaios de resistência de união há um grande desafio que ainda carece de estudo mais aprofundado: dependendo da combinação de sistema adesivo, dentina, camada híbrida formada e resina composta podem haver resultados imprevisíveis uma vez que o módulo de elasticidade destas estruturas pode ser completamente diferente (Tabela 4). Por conseqüência, um resistirá mais a tensão do que os outros havendo uma falha prematura coesiva. Ao observar a literatura é possível considerar o módulo de elasticidade da dentina normal variando entre 20 e 30 GPa.<sup>(6,18,20)</sup> Todavia, a dentina parcialmente desmineralizada pelo ácido fosfórico a 35% como realizado no presente estudo apresenta módulo de elasticidade de 13 GPa.<sup>(21)</sup> As resinas compostas variam entre 9 e 18 GPa, dependendo da quantidade de partículas inorgânicas por volume e grau de viscosidade.<sup>(22)</sup> Por sua vez os sistemas adesivos apresentam valores de 2,6 a 6,7 GPa.<sup>(20,23)</sup> A camada híbrida pode apresentar valores variando de 3,8 a 12 GPa.<sup>(6,18,20)</sup> O sistema adesivo PQ1 e a resina composta utilizados neste estudo apresentam módulo de elasticidade de 5,4 GPa<sup>(24)</sup> e 14,7 GPa,<sup>(25)</sup> respectivamente. Não há dados na literatura a respeito do módulo de elasticidade da camada híbrida do adesivo estudado. Como é possível observar, a hibridização, que reforça a malha de colágeno com a penetração do sistema adesivo, deve desempenhar um papel no aumento da rigidez da camada

híbrida quando comparada ao sistema adesivo isolado.<sup>(18,20)</sup> Pongprueska *et al.*<sup>(18)</sup> comparando o módulo de elasticidade de adesivos com e sem partículas de carga observaram que o SingleBond 2 apresentou módulo de elasticidade de 11,76 GPa e a respectiva camada híbrida, 8,43 GPa. O adesivo PQ1, apresenta-se composto de partículas inorgânicas similarmente ao adesivo SingleBond 2 (3M-ESPE). Logo pode-se inferir que o módulo de elasticidade da camada híbrida do PQ1 seria um valor menor do que o do próprio material. Assim, o conjunto adesivo e camada híbrida associados não apresentam um módulo de elasticidade superior a dentina e a resina composta utilizada (Amelogen). Tal fato, pode explicar a elevada concentração de falhas na interface ocorridas nos quatro grupos estudados (Tabela 3). Por sua vez, o maior percentual de falhas coesivas puras em resina composta ocorreram no grupo NP1 (25%) e 15% para os demais grupos. Os autores desta pesquisa concordam com as condutas propostas por Scherrer *et al.*<sup>(26)</sup> os quais reportaram que corpos de prova que tiveram fraturas coesivas em dentina ou resina composta devem ser descartados do estudo uma vez que a interface adesiva não está sendo testada. Todavia, na presente pesquisa como o propósito principal não era testar o adesivo em si e sim as variáveis metodológicas, verificando inclusive se haveria uma maior indução de falhas coesivas, foram mantidos os corpos de prova com estas características. Não obstante, este estudo concorda com os achados de Sano *et al.*<sup>(10)</sup> os quais reportam que uma das vantagens da microtração é o baixo número de falhas coesivas. Na presente pesquisa foram encontrados valores máximos de 5% de falhas coesivas em dentina. Não obstante, a utilização ou não de uma matriz com canaleta central similar a reportada por Poitevin *et al.*<sup>(27)</sup> não influenciou o padrão de fratura do adesivo estudado, concordando com os achados dos autores. O mesmo pode ser dito da posição de fixação do corpo de prova na máquina de ensaio (*top-bottom* (TB) ou *bottom-top* (BT)).

Tabela 4 - Tabela comprando os diferentes módulos de elasticidades

ESTRUTURA	MODELO DE ELASTICIDADE
Resina AMELOGEN PLUS*	14,7 GPa
Resina	9-18 GPa
Camada híbrida	3,8-12 GPa
PQ1*	5,4 GPa
Sistema adesivo	2,6-6,7 GPa
Dentina normal	20-30 GPa
Dentina parcialmente desmineralizada*	$\cong$ 13 GPa

Quanto à área de união ela pode variar de  $0,25\text{mm}^2$  a  $1\text{mm}^2$ . Esta variabilidade de área pode promover uma distribuição de falhas na interface adesiva de modo não uniforme.<sup>(28,29)</sup> No presente estudo, a área média de trabalho foi  $0,64\text{mm}^2$  e o padrão de falha predominante foi na interface adesiva, mista, conforme a tabela 3. Não há consenso ainda no tamanho ideal de área adesiva a ser utilizada e o seu efeito direto no padrão de distribuição de falhas adesivas. Existe uma relação inversa entre resistência e área de adesão. Ou seja, quanto menor a área de adesão, maiores os valores de resistência adesiva. Este fato pode ser explicado pela teoria de Griffith (1921), que trata da distribuição de tensão nos sólidos. Segundo essa teoria, os defeitos internos dos espécimes são considerados propagadores de trincas. Espécimes menores, por ter menor área contem um menor número de defeitos permitindo uma distribuição mais homogênea das tensões, o que resulta em resistências maiores.

Em relação à forma geométrica do cp as imperfeições induzidas durante o processo de fabricação de amostras influenciam os resultados de testes de resistência de união e modos de falha<sup>(30)</sup> sendo os maiores valores de estresse observados em amostras em forma de ampulheta,<sup>(31)</sup> o entalhe para criar os cps em forma de ampulheta geralmente é feito à mão livre, com brocas diamantadas em alta-rotação. Pashley *et al.*<sup>(32)</sup> advertiram que muita pressão lateral na broca, excesso de vibração, ressecamento do espécime e/ou superaquecimento devem ser evitados durante o desgaste para impedir falhas prematuras, desta forma quanto mais agudo o ângulo, há um aumento em até três vezes a concentração de tensão

local em sua seção mais estreita.<sup>(33)</sup> Em virtude dos problemas e elevada sensibilidade técnica da metodologia com ampolheta optou-se por trabalhar com palitos ou prismas retangulares nesta pesquisa.

Surpreendentemente parece que os pesquisadores que trabalham neste campo ainda não observaram a importância do comprimento do corpo-de-prova no resultado de microtração. A quantidade de resina composta utilizada para fazer um corpo-de-prova com 8mm<sup>(34)</sup> é maior que um corpo-de-prova de 6mm. Tal fato pode influenciar de modo significativo o resultado final, uma vez que, o módulo de elasticidade e o tempo de alongação do corpo-de-prova durante o ensaio podem ser afetados significativamente. Uma maior quantidade de resina composta pode demorar mais tempo para atingir o limite de proporcionalidade do material o qual pode ser transcrito em um falso valor de MPa que estará testando na realidade a resina composta e não a interface adesiva. Não obstante, é sabido que o módulo de elasticidade das resinas compostas varia de marca para marca, de composição química para composição química sendo como fatores determinantes para essa variabilidade e comportamento mecânico a quantidade de carga inorgânica, o tipo de matriz orgânica, e até mesmo o método de polimerização da resina.<sup>(35)</sup> Deste modo, parece que seria importante utilizar em estudos comparativos de sistemas adesivos a mesma resina composta para diminuir este fator de variabilidade no resultado final. Entende-se que os estudos realizados até o momento têm a preocupação de combinar a química do sistema adesivo com a da resina composta formulados pelo mesmo fabricante.<sup>(36)</sup> Exceto no caso das resinas compostas baseadas em siloranos, as quais necessitam de sistema adesivo específico, parece que os outros sistemas disponíveis no mercado são compatíveis entre si.<sup>(24,37)</sup> A quantidade ótima de resina composta a ser utilizada para construir o platô ainda merece uma profunda revisão. Da mesma forma podemos pensar a respeito da espessura de dentina.

El Zohairy *et al.*<sup>(38)</sup> publicaram um estudo em que usaram tanto o teste de microtração quanto a análise por elementos finitos para determinar a tensão de tração nos palitos de compósitos resinosos. Eles descobriram que a única maneira de obter um campo de tensão homogênea nas amostras foi aplicar a carga nas extremidades axiais da amostra. Quando projetaram a carga ao longo de uma superfície lateral de corpos de prova, observaram que o stress se localizou a 0,2

milímetros do ponto fixo. Estudos de Silva *et al.*<sup>(39)</sup> e Coelho *et al.*<sup>(12)</sup> em que os modelos FEA foram fixados e colocados na parte lateral da haste de fixação, mostraram elevados níveis de estresse no lado tracionado. Assim, o estudo do modo de fixação parece ainda ser preocupante na microtração. Na presente pesquisa houve a ideia de testar os corpos de prova na posição TB e BT. A primeira opção parece ser a mais óbvia e, talvez por isso, mais utilizada, pois é desta forma que o profissional vê o procedimento restaurador (Resina-adesivo-dentina-raiz-ligamento periodontal). Neste modelo, na interface adesiva, a resina composta sofre compressão e a dentina tração. Todavia, tal fato despreza totalmente a função do ligamento periodontal que ao reter o dente que está sofrendo uma ação de tração exerce força contrária sobre a dentina que também deverá sofrer compressão. Assim, a dúvida desta pesquisa era se com o atual modelo de máquinas de ensaio onde apenas um dos braços se movem haveria influência nos resultados reportados. Ao que tudo indica a posição do corpo de prova não teve influência isoladamente (Tabela 1,  $p=0,65$ ).

Não obstante, a presente pesquisa testou a possibilidade de utilizar uma matriz com canaleta central para orientar o eixo de inserção do corpo de prova e impedir o incorreto posicionamento. Ao que tudo indica o uso desta matriz foi benéfica e os valores de resistência de união maiores. Houve uma especial atenção na confecção desta matriz em relação a sua largura (0,8mm) e profundidade (0,8mm). Tal fato permitiu um maior contato do corpo de prova com a matriz imobilizando a amostra lateralmente. Todavia os resultados de análise de fratura não foram diferentes dos grupos sem a matriz e com fixação apenas nas extremidades. Resultado semelhante foi reportado por Poitevin *et al.*<sup>(17,27)</sup> onde os autores testaram uma matriz com canaleta de orientação do corpo de prova e verificaram que os resultados de resistência de união eram maiores do que os grupos onde não fora utilizada a matriz. Todavia, estes estudos não utilizaram a inversão dos corpos de prova (TB e BT) na máquina de ensaios.

Conforme reportado por Van Meerbeek *et al.*<sup>(9)</sup> apesar de ser extremamente popular, o teste de microtração envolve tantas variabilidades intrínsecas à metodologia que ainda não foi possível chegar a um consenso de qual caminho deve ser adotado como verdade para padronizar a linguagem dos laboratórios ao redor do mundo. Este estudo trouxe mais uma pequena contribuição a respeito do tema.

## 6 CONCLUSÕES

1. O uso de uma matriz com canaleta, que permite alinhar o cp ao longo eixo e imobilizá-lo lateralmente, sugere aumento dos valores de resistência de união.
2. A fixação do corpo de prova na posição resina-dentina ou dentina resina no mordente móvel da máquina de ensaio não promoveu valores de resistência de união estatisticamente diferentes quando avaliada individualmente.
3. O padrão predominante de falha após o ensaio de microtração foi misto na interface adesiva em todos os grupos estudados.

## REFERÊNCIAS

1. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Tay FR, Oguchi H, et al. Over-etching effects on micro-tensile bond strength and failure patterns for two dentin bonding systems. **Journal of Dentistry**. 2002;30(2-3):99-105. Epub 2002/10/17.
2. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Stefano DE. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*. 2008;24(1):90-101. Epub 2007/04/20.
3. Rosa PAR, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. **Journal of Dentistry**. 2006;34(7):427-35. Epub 2005/11/30.
4. Marshall GW, Jr. Dentin: microstructure and characterization. **Quintessence Int**. 1993;24(9):606-17. Epub 1993/09/01.
5. Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. *Critical reviews in oral biology and medicine: an official publication of The American Association of Oral Biologists*. 2003;14(1):13-29. Epub 2003/05/24.
6. Perdigao J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 2010;26(2):e24-37. Epub 2009/12/17.
7. Santos PH, Karol S, Bedran-Russo AK. Long-term nano-mechanical properties of biomodified dentin-resin interface components. Department of Dental Materials and Prosthodontics, Araçatuba School of Dentistry, UNESP, Araçatuba, SP, **Journal of Biomechanics**. 2011;44(9):1691-4. Epub 2011/05/03.
8. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. **Biomaterials**. 2003;24(21):3795-803. Epub 2003/06/24.
9. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 2010;26(2):e100-21. Epub 2009/12/17.
10. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental materials : official publication of The Academy of Dental Materials*. 1994;10(4):236-40. Epub 1994/07/01.
11. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 1999;1(4):299-309. Epub 2001/12/01.

12. Coelho PG, Calamia C, Harsono M, Thompson VP, Silva NR. Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function adhesive layer thickness. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 2008;24(10):1297-303. Epub 2008/04/01.
13. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 1995;11(2):126-31. Epub 1995/03/01.
14. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *Journal of Dental Research*. 1996;75(6):1404-13. Epub 1996/06/01.
15. Heintze SD, Rousson V. Pooling of dentin microtensile bond strength data improves clinical correlation. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2011;13(2):107-10. Epub 2011/05/20.
16. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*. 1989;17(2):61-7. Epub 1989/04/01.
17. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*. 2008;10(1):7-16. Epub 2008/04/09.
18. Pongprueksa P, Kuphasuk W, Senawongse P. The elastic moduli across various types of resin/dentin interfaces. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 2008;24(8):1102-6. Epub 2008/02/29.
19. Senawongse P, Pongprueksa P, Tagami J. The effect of the elastic modulus of low-viscosity resins on the microleakage of Class V resin composite restorations under occlusal loading. *Dental Materials Journal*. 2010;29(3):324-9. Epub 2010/05/15.
20. Yasuda G, Inage H, Kawamoto R, Shimamura Y, Takubo C, Tamura Y, et al. Changes in elastic modulus of adhesive and adhesive-infiltrated dentin during storage in water. *Journal of Oral Science*. 2008;50(4):481-6. Epub 2008/12/25.
21. Singh V, Misra A, Marangos O, Park J, Ye Q, Kieweg SL, et al. Fatigue life prediction of dentin-adhesive interface using micromechanical stress analysis. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 2011;27(9):e187-95. Epub 2011/06/28.
22. Baudin C, Osorio R, Toledano M, de Aza S. Work of fracture of a composite resin: fracture-toughening mechanisms. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. 2009;89(3):751-8. Epub 2008/05/10.
23. Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PN, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. *Dental materials: official publication of The Academy of Dental Materials*. 2002;18(3):263-8. Epub 2002/02/02.



24. Peluccio MSB, C, Lombardo S, Montevecchi FM, Carossa S. Comparative Study of nanomechanical properties of cements used in teeth restoration. **J Phys: Condens Matter**. 2007;19(395003):1-10.
25. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, et al. Restoring cervical lesions with flexible composites. Dental materials: official publication of **The Academy of Dental Materials**. 2007;23(6):749-54. Epub 2006/09/05.
26. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. Dental materials : official publication of **The Academy of Dental Materials**. 2010;26(2):e78-93. Epub 2010/01/12.
27. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. **Dental Materials Journal**. 2007;26(5):694-9. Epub 2008/01/22.
28. Soares CJ, Soares PV, Santos-Filho PC, Armstrong SR. Microtensile specimen attachment and shape--finite element analysis. **Journal of Dental Research**. 2008;87(1):89-93. Epub 2007/12/22.
29. Loguercio AD, Uceda-Gomez N, Carrilho MR, Reis A. Influence of specimen size and regional variation on long-term resin-dentin bond strength. Dental materials: official publication of **The Academy of Dental Materials**. 2005;21(3):224-31. Epub 2005/02/12.
30. Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. Dental materials: official publication of **The Academy of Dental Materials**. 2008;24(4):536-47. Epub 2007/08/19.
31. Ferreira RC, Caldas J, Paula GA, Albuquerque RC, Almeida CM, Vasconcelos WA, et al. Influence of surface area and geometry of specimens on bond strength in a microtensile test: an analysis by the three-dimensional finite element method. **Journal of Prosthodontics: Official Journal of the American College of Prosthodontists**. 2011;20(6):456-63. Epub 2011/08/06.
32. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dental materials : official publication of **The Academy of Dental Materials**. 1995;11(2):117-25. Epub 1995/03/01.
33. Betamar N, Cardew G, Van Noort R. The effect of variations in hourglass specimen design on microtensile bond strength to dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 2007;9(5):427-36. Epub 2008/02/27.
34. Nunes MF, Swift EJ, Jr., Perdigao J. Effects of demineralization depth on microtensile bond strength to human dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 2001;3(2):137-43. Epub 2001/09/26.

35. Rodrigues Junior SA, Zanchi CH, Carvalho RV, Demarco FF. Flexural strength and modulus of elasticity of different types of resin-based composites. **Brazilian Oral Research**. 2007;21(1):16-21. Epub 2007/03/27.
36. Dillenburg AL, Soares CG, Paranhos MP, Spohr AM, Loguercio AD, Burnett LH, Jr. Microtensile bond strength of prehybridized dentin: storage time and surface treatment effects. **The Journal of Adhesive Dentistry**. 2009;11(3):231-7. Epub 2009/07/17.
37. Paranhos MP, Spohr AM, Marcondes M, Oshima HM, Mota EG, Burnett LH, Jr. Influence of Nd:YAG laser irradiation on microtensile bond strength of adhesive systems to sound or carious dentin. **Quintessence Int**. 2009;40(2):145-53. Epub 2009/01/27.
38. El Zohairy AA, de Gee AJ, de Jager N, van Ruijven LJ, Feilzer AJ. The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. **Journal of Dental Research**. 2004;83(5):420-4. Epub 2004/04/28.
39. Silva NR, Calamia CS, Harsono M, Carvalho RM, Pegoraro LF, Fernandes CA, et al. Bond angle effects on microtensile bonds: laboratory and FEA comparison. Dental materials: official publication of **The Academy of Dental Materials**. 2006;22(4):314-24. Epub 2005/09/13.
40. Griffith AA. The phenomena of rupture and flow in solids. **Philos. Trans. R. Soc. Lond. A**, London, v. 221, p. 63-98, 1921.

## ANEXOS

TABELA DE RESULTADOS DO GRUPO TB (RESINA.DENTINA)				
AMOSTRA	COMPRIMENTO mm <sup>2</sup>	ÁREA mm <sup>2</sup>	FORÇA MPa	TIPO DE FALHA
1	9	0,65	37,5	Tipo B
2	8,6	0,6	28,78	Tipo B
3	8,4	0,59	36,67	Tipo B
4	8,5	0,6	40,92	Tipo B
5	9,2	0,7	18,07	Tipo B
6	8,3	0,57	20,,82	Tipo B
7	9	0,81	34,37	Tipo A
8	9,1	0,75	21,48	Tipo B
9	9,5	0,7	29,49	Tipo B
10	8,7	0,68	21,34	Tipo B
11	9	0,6	25,25	Tipo A
12	8,5	0,65	22,5	Tipo B
13	7,9	0,6	30,48	Tipo B
14	7,5	0,64	16,41	Tipo B
15	8	0,6	21,21	Tipo B
16	7,8	0,81	32,24	Tipo B
17	7,5	0,7	25,15	Tipo B
18	8	0,6	22	Tipo B
19	9	0,56	25,61	Tipo B
20	8,5	0,58	23,09	Tipo B

**TABELA DE RESULTADOS DO GRUPO BT (DENTINA.RESINA)**

AMOSTRA	COMPRIMENTO mm <sup>2</sup>	ÁREA mm <sup>2</sup>	FORÇA MPa	TIPO DE FALHA
1	10	0,74	23,91	Tipo B
2	8	0,58	24,27	Tipo B
3	8,2	0,66	22,77	Tipo A
4	9,1	0,67	32,72	Tipo B
5	9	0,66	21,53	Tipo B
6	8,6	0,62	31,46	Tipo B
7	8,2	0,58	39,21	Tipo B
8	8	0,61	31,1	Tipo B
9	8,2	0,54	49,45	Tipo B
10	8,2	0,56	50,98	Tipo B
11	8,2	0,55	34,46	Tipo A
12	8,2	0,56	23,38	Tipo B
13	8,2	0,59	28,8	Tipo A
14	8,2	0,72	41,25	Tipo B
15	8,2	0,62	34,84	Tipo C
16	8,2	0,81	19,48	Tipo B
17	8,2	0,54	25,99	Tipo B
18	8,2	0,72	34,59	Tipo B
19	8,2	0,64	33,17	Tipo B
20	8,2	0,7	34,66	Tipo A

**TABELA DE RESULTADOS DO GRUPO NTB (MATRIZ.RESINA.DENTINA)**

AMOSTRA	COMPRIMENTO mm <sup>2</sup>	ÁREA mm <sup>2</sup>	FORÇA MPa	TIPO DE FALHA
1	8,1	0,7	39,77	Tipo B
2	9	0,5	39,58	Tipo B
3	8,5	0,55	23,64	Tipo A
4	8	0,6	35,83	Tipo A
5	8	0,62	60,23	Tipo B
6	7,4	0,65	41,87	Tipo B
7	10	0,63	26,06	Tipo B
8	9,7	0,7	30,51	Tipo B
9	9,8	0,65	23,97	Tipo B
10	9	0,56	40,42	Tipo B
11	9,4	0,67	54,09	Tipo B
12	8,4	0,64	44,83	Tipo B
13	9,6	0,72	41,03	Tipo B
14	8,7	0,73	39,28	Tipo B
15	9,8	0,64	34,7	Tipo A
16	10	0,68	28,48	Tipo B
17	8	0,63	43,2	Tipo B
18	8	0,7	28,91	Tipo A
19	9,4	0,7	46,6	Tipo B
20	9	0,64	33,62	Tipo A

**TABELA DE RESULTADOS DO GRUPO NBT (MATRIZ.DENTINA.RESINA)**

AMOSTRA	COMPRIMENTO mm <sup>2</sup>	ÁREA mm <sup>2</sup>	FORÇA MPa	TIPO DE FALHA
1	9	0,6	38,28	Tipo B
2	9	0,8	20,92	Tipo B
3	8	0,64	32,03	Tipo A
4	8,4	0,62	32,84	Tipo B
5	8,4	0,67	40,62	Tipo B
6	8	0,68	16,01	Tipo B
7	9	0,6	38,58	Tipo B
8	8,5	0,64	40,3	Tipo B
9	9,5	0,66	22,13	Tipo A
10	9,5	0,65	31,54	Tipo B
11	7,8	0,6	40,06	Tipo A
12	8,5	0,6	34,41	Tipo B
13	8	0,58	43,56	Tipo B
14	9,1	0,64	42,25	Tipo B
15	8	0,72	42,8	Tipo C
16	7,8	0,6	35,15	Tipo B
17	7,5	0,7	24,39	Tipo B
18	8	0,64	29,59	Tipo B
19	9	0,68	39,53	Tipo B
20	8,5	0,65	40,26	Tipo B

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA - MESTRADO  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM DENTÍSTICA RESTAURADORA

FERNANDA JACOBS MONTINI

**AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO MODO DE FIXAÇÃO DOS  
CORPOS DE PROVA NO ENSAIO DE MICROTRAÇÃO NA  
RESISTÊNCIA DE UNIÃO À DENTINA**

Porto Alegre

2012