

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO**

TAMARA PALUDO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CARGAS DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA
DE UNIÃO DE CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA**

Porto Alegre

2012

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO**

TAMARA PALUDO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CARGAS DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA
DE UNIÃO DE CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA**

Dissertação apresentada como requisito para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima.

Porto Alegre
2012

DADOS INTERNACIONAIS DE CATALOGAÇÃO NA PUBLICAÇÃO (CIP)

P184i

Paludo, Tamara

Influência de diferentes cargas de cimentação na resistência de união de cimentos resinosos à dentina / Tamara Paludo. — Porto Alegre, 2012.

76 f. : Il.

Diss (Mestrado em Odontologia) - Fac. de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima.

1. Odontologia. 2. Materiais Dentários. 3. Resistência de união a microtração. 4. Cimentação (Odontologia). I. Oshima, Hugo Mitsuo Silva Oshima. II. Título.

CDD: 617.695

Bibliotecária Responsável: Alessandra Pinto Fagundes - CRB10/1244.

TAMARA PALUDO

**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES CARGAS DE CIMENTAÇÃO NA RESISTÊNCIA
DE UNIÃO DE CIMENTOS RESINOSOS À DENTINA**

Dissertação apresentada como requisito para
obtenção do grau de Mestre pelo Programa
de Pós-Graduação da Faculdade de
Odontologia da Pontifícia Universidade
Católica do Rio Grande do Sul.

Aprovada em ____ de _____ de _____.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Eduardo Mota – PUCRS

Prof. Dra. Maria Perpétua Mota Freitas – ULBRA/RS

Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima – PUCRS

*Dedico esse trabalho aos meus pais, **Armando Paludo e Clari Luiza Formenton Paludo**, que nunca mediram esforços para que eu alcançasse meus sonhos...*

*A minha mana, **Romeica Paludo**, pela agradável convivência diária, dividindo comigo cada momento de angústia e de felicidade. E ao meu cunhado **Joel Pavi** pela espontaneidade e bondade.*

*Ao meu mano, **Armando Paludo Júnior**, que me ensina a cada dia ter mais paciência e tolerância.*

*Ao meu namorado, **Maurício Zanotelli**, por estar sempre ao meu lado me apoiando, mesmo quando distante fisicamente sempre esteve presente com palavras de carinho e positividade. Meu grande incentivador do mestrado. Admiro-te como pessoa e profissional!*

Vocês fazem meus dias muito mais felizes... são o que de melhor eu poderia receber... obrigada... amo-os!

AGRADECIMENTOS

À **Deus**, em especial, por tantas oportunidades...

Ao meu orientador **Professor Dr. Hugo Oshima** pela paciência e dedicação. Pelos ensinamentos transmitidos com tanta competência, tornando possível a realização deste trabalho. Pela amizade e convivência. Muito obrigada!!

À minha colega e amiga, doutoranda de materiais dentários, **Patrícia Alves Scheid**, pela disponibilidade e dedicação em sempre me ajudar, não medindo esforços para isso. Pelo incentivo constante em sempre buscar mais e melhor, com muita calma e tranquilidade.

Ao **Professor Dr. Eduardo Mota**, exemplo de profissional, sempre disposto a ensinar, a explicar mais uma vez.

À **professora Dra. Ana Maria Spohr**, uma grande pesquisadora e educadora, dedicada e zelosa com o laboratório de materiais dentários.

À **Professora Dra. Luciana Hirakata**, pelos conhecimentos transmitidos e pelas conversas agradáveis nas terças de tarde.

À Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, na pessoa do **Professor Marcos Túlio Mazzini Carvalho** diretor da Faculdade de Odontologia, pela oportunidade do crescimento científico e qualidade de ensino desta instituição que me acolheu já na graduação.

Ao programa de pós-graduação da faculdade de Odontologia, na pessoa do **Professor Dr. Antonio Poli de Figueiredo**, pela oportunidade de cursar o mestrado.

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

À minha amiga e colega, mestranda de dentística, **Helen Cristina Vieira da Rosa**, pela ajuda e preocupação com a minha dissertação. Pela nossa amizade.

Aos meus colegas do mestrado, **Édio Giacomelli, Juliana Doncatto Bettinelli, Fernando Scalco, Lígia Maria Nogueiret Pibernat, Lisiane Fracasso e Leonardo De Cesero** pela maravilhosa convivência, pelo aprendizado durante os seminários e pela amizade que fica.

À minha colega **Dra. Luciana Borges Retamoso**, pelas informações, dicas e conselhos sempre transmitidos com muita calma e sabedoria.

Aos professores de Materiais Dentários, **Antônio Carlos de Oliveira e Sérgio Henrique Dinardi**, pela convívio durante o estágio docente.

Aos funcionários da secretaria de Pós-Graduação, **Ana, Davenir, Kleber, Paulo e Cláudia**, pela simpatia e agilidade.

Aos funcionários dos laboratórios da PUC **Jesus, Carina, Luciane, Antônio, Rejane, Carla** pela disponibilidade e atenção. E a todos os outros que sempre auxiliaram de alguma forma.

Aos funcionários do Centro de Microscopia e Microanálises pela ajuda e disponibilidade.

Agradeço a todos que de alguma maneira contribuíram para que eu concluísse esse mestrado. Muito obrigada!!

*Nada se compara a
realização de um
sonho.....*

RESUMO

Este trabalho avaliou a influência de diferentes cargas de cimentação na resistência de união de cimento resinoso convencional e autoadesivo. Para isso, foram selecionados 42 molares humanos hígidos. Os dentes foram desgastados em politriz até a remoção de esmalte. Os dentes tiveram suas raízes embutidas em resina acrílica autopolimerizável. Foram confeccionadas pastilhas de resina composta (Filtek Z 350 XT, 3M ESPE), conforme as orientações do fabricante. Para cimentação com cimento resinoso convencional Rely X ARC (3M ESPE) – Grupo 1 foi realizado condicionamento ácido da superfície (ácido fosfórico 37%), lavagem, secagem com algodão, aplicação de duas camadas de adesivo (Adper Single Bond 2) e fotoativação através de um fotopolimerizador de luz halógena, seguido da manipulação e da aplicação do cimento, conforme orientações do fabricante. Já a cimentação com o cimento resinoso autoadesivo RelyX U100 (3M ESPE) – Grupo 2 foi feita em dentina úmida, manipulação e aplicação do cimento de acordo com orientações do fabricante. Em ambos os grupos, o bloco de resina composta foi posicionado sobre o cimento com carga de 10 N, 30 N e 60 N pelo tempo de dois minutos e fotoativado pelo tempo de 160 segundos (3M ESPE). As amostras foram armazenadas por 24 horas em 100% de umidade a 37°C. As restaurações foram incluídas com resina acrílica autopolimerizável e submetidas a cortes seriados, obtendo-se o formato de prismas. Os espécimes (n=15 para cada carga) ficaram divididos conforme o cimento e a carga utilizados. Após, foram submetidos ao teste de resistência de união a microtração na máquina de ensaios universal EMIC DL-2000. Além disso, dois conjuntos de cada grupo foram seccionados no sentido mesio-distal, com um disco diamantado de dupla face. As superfícies foram polidas com lixas de carbetto de silício, seguido de polimento com pastas diamantadas. As amostras foram desmineralizadas, desproteinizadas, secadas, metalizadas e observadas em microscópio eletrônico de varredura em aumento de 1.000 a 4.000 vezes. Os resultados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey HSD. A carga de 30N apresentou o maior valor de resistência de união em ambos os grupos, sendo $17,27 \pm 5,33$ MPa no Grupo 2 (dois) e $15,33 \pm 2,75$ MPa no Grupo 1 (um). Já a carga de 10 N apresentou valores intermediários de resistência de

união, sendo $(9,47 \pm 4.07 \text{ MPa})$ para o Grupo 2 (dois) e $(9,36 \pm 5.08)$ para o Grupo 1 (um). A carga de 60 N foi a que apresentou menores valores de resistência de união $(9,47 \pm 2.64 \text{ MPa})$ para o Grupo 2 (dois) e $(9,36 \pm 2.49)$ para o Grupo 1 (um). Houve diferença estatística entre a carga de 30 N do Grupo 2 (dois) e a carga de 60 N do Grupo 1 (um) e também entre a carga de 30 N do Grupo 2(dois) com a carga de 60 N do Grupo 2 (dois). O tipo de fratura foi analisado através de imagens obtidas em MEV e a falha do tipo mista foi predominante em ambos os grupos e cargas. Os resultados sugerem que diferentes cargas de cimentação podem interferir na resistência de união do cimento resinoso RelyX ARC e Rely X U100.

Palavras-chave: Resistência de união a microtração. Resinas Compostas. Cimentação.

ABSTRACT

This study evaluated different loads during the cementation on the microtensile bond strength of conventional and self-adhesive resin cement. Forty-two extracted caries-free molars were selected. Flat coronal dentin surfaces were exposed until the removal of enamel. The selected teeth were embedded in autopolymerized acrylic resin. Composite resin discs (Filtek Z 350 XT, 3M ESPE) were made according to the manufacturer's instructions. Luting procedures with Rely X ARC - Group 1 (3M ESPE) were made with etched with 37% phosphoric acid gel, rinsed with water and the excess dentin moisture was removed and were applied two consecutive coats of the adhesive (Adper Single Bond 2) and light cured with halogen light (3M ESPE). Immediately the cement was manipulated according to the manufacturer's instructions and the composite discs were placed under 10N, 30N or 60N static load for 2 minutes. Specimens were light cured for a total of 160 seconds. Luting procedures with Rely X U100 (3M ESPE) - self-adhesive resin cement - Group 2 were made with moist dentin, the cement was manipulated according to the manufacturer's instructions, following the same protocol of the luting procedures of conventional resin cement. The bonded specimens were stored in water at 37°C for 24 hours. The restorations were embedded in autopolymerized acrylic resin and then longitudinally sectioned in the "x" and "y" directions perpendicular to the bonded interface to produce rectangular bonded sticks. Specimens (n=15) were divided according to cement and the load. The microtensile bond strength was conducted on a mechanical testing machine EMIC DL-2000. In order to evaluate the hybrid layer, two teeth of each group were cut perpendicular to the bonding interface, exposing the middle of the teeth. The surfaces were flattened and followed by polished and a dehydration process. Specimens were sputter coated with gold and examined with a scanning electron microscope (SEM) at a x1000 to a x4000 magnification. Data were subjected to Analysis of Variance and Tukey's test ($p < 0.05$). The load of 30 N showed the best mean of the microtensile bond strength of the both groups ($17,27 \pm 5,33$ MPa to group 1 and $15,33 \pm 2,75$ MPa to group 2). The load of 10 N of group 2 showed intermediary values ($9,47 \pm 4,07$ MPa) followed by load of 10N ($9,36 \pm 5,08$ MPa) and 60N of group 1 ($7,84 \pm 2,49$ MPa). The load of 60N of group 2 resulted in the lowest values ($7,34 \pm 2,64$ MPa). The mode of failure was determined using SEM and the mixed failure werer predominant in all groups. The results suggest that

different load during the luting procedures can interfere on the bond strength of resin cements.

Key-words: Microtensile Bond strength. Composite Resins. Cementation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 - Materiais utilizados no estudo com seus respectivos fabricantes e origem	26
Quadro 2 - Descrição dos principais materiais utilizados no estudo	27
Figura 1A - Dispositivo utilizado para a cimentação do bloco de resina composta	31
Figura 1B - Vista Aproximada da cimentação do bloco de resina composta.....	31
Figura 2 - Corpo de prova posicionado na matriz de ensaio de microtração.	34
Organograma 1 - Divisão dos Grupos.....	33
Figura 3 - Fotografia em MEV (aumento de 130x), ilustrando a grade posicionada	35
Figura 4 - Fotografia em MEV (aumento de 130x) de corpo de prova com falha mista. Grupo 1 (um), carga de 10 N. Cimento Resinoso remanescente (A). Superfície dentinária (B).	42
Gráfico 1 - Gráfico Box Plot ilustrando os resultados obtidos	39
Figura 5 - Fotografia em MEV (aumento de 150x). Falha adesiva. Cimento resinoso remanescente. Grupo 1 (um), carga de 30 N.....	42
Figura 6 - Fotografia em MEV (aumento 150x) em corpo de prova de falha coesiva em dentina. Grupo 1 (um), carga de 60N.	42
Figura 7 - Fotografia em MEV (aumento de 2000x) de corpo de prova de falha coesiva em dentina. Grupo 1(um), carga de 60N. Substrato dentinário com túbulos expostos (A).	43

Figura 8 - Fotografia em MEV (aumento de 130x) de corpo de prova com falha mista. Grupo 2 (dois), carga de 60 N. Cimento Resinoso remanescente (A). Superfície dentinária (B).	43
Figura 9 - Fotografia em MEV (aumento de 2000x) de corpo de prova com falha mista. Grupo 2 (dois), carga de 10 N. Cimento Resinoso remanescente (A). Superfície dentinária (B).	44
Figura 10 - Fotografia em MEV (aumento de 150x). Falha adesiva. Cimento resinoso remanescente (CR). Grupo 2 (dois), carga de 30 N.	44
Figura 11 - Fotomicrografia da interface de união do RelyX ARC carga de 10 N com a dentina: RC – resina composta; CH – camada híbrida; T – tag de resina; D – dentina	45
Figura 12 - Fotomicrografia da interface de união do RelyX ARC carga de 30N com a dentina: RC – resina composta; CH – camada híbrida; T – tag de resina; D – dentina	45

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Resultado da Análise da Variância	37
Tabela 2 - Descrição dos Resultados	38
Tabela 3 - Distribuição (%) dos tipos de falha no Grupo 1 (um)	40
Tabela 4 - Distribuição (%) dos tipos de falha no Grupo 2 (dois).....	40
Tabela 5 - Percentual de quantidade de substrato remanescente após a fratura no Grupo 1 (um)	41
Tabela 6 - Percentual de quantidade de substrato remanescente após a fratura no Grupo 2 (dois).....	41

LISTA DE SÍMBOLOS

>	Maior
<	Menor
=	Igual
%	Porcentagem
°C	Grau <i>Celsius</i>
µm	Micrômetro
α	Nível de significância
A	Adesivo
ANOVA	Análise de Variância
Au-Pd-Ag	Ouro-Paládio-Prata
CH	Camada Híbrida
cm	Centímetro
Co-Cr	Cobalto-Cromo
CR	Cimento resinoso
D	Dentina
<i>et al.</i>	Abreviatura de <i>et alii</i> (e outros)
G 1	Grupo 1
G 2	Grupo 2
h	Horas
HCl	Ácido clorídrico
Hz	<i>Hertz</i>
J/cm ²	<i>Joule</i> por centímetro quadrado
Kg	Quilograma
MPa	Mega Pascal
MEV	Microscopia Eletrônica de Varredura
mJ	<i>Milijoule</i>
mm	Milímetro
mm ²	Milímetro quadrado
mm/minuto	Milímetro por minuto
MPa	Mega Pascal
mW/cm ²	<i>Miliwatt</i> por centímetro quadrado
N	Newton
NaOCl	Hipoclorito de sódio

nm	Nanômetro
n	Número de corpos de prova
Ni-Cr-Mo	Níquel-Cromo-Molibdenio
Ni-Cr-Fe	Níquel-Cromo-Ferro
p	Valor de probabilidade
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
RC	Resina Composta
rpm	Rotações por minuto
T	<i>Tags</i> de resina
W	<i>Watt</i>
X	Vezes
±	Mais ou menos

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DE LITERATURA	17
3 OBJETIVOS.....	24
3.1 Objetivo geral	24
3.2 Objetivos específicos.....	24
4 HIPÓTESE	25
5 MATERIAIS.....	26
6 MÉTODO.....	29
6.1 Seleção dos dentes	29
6.2 Microtração	30
6.2.1 <u>Preparo do Substrato Dentinário</u>	30
6.2.2 <u>Preparo da Resina Composta</u>	30
6.2.3 <u>Cimentação sobre a dentina.....</u>	31
6.2.4 <u>Preparo dos corpos de prova</u>	32
6.2.5 <u>Resistência de união à microtração</u>	33
6.3 Fractografia (análise de falhas).....	34
6.4 Análise das interfaces de união.....	35
6.5 Análise estatística	36
7 RESULTADOS.....	37

7.1 Teste de Resistência à União por Microtração	37
7.2 Fractografia.....	39
7.3 Análise das interfaces de união.....	44
8 DISCUSSÃO.....	47
9 CONCLUSÃO.....	50
REFERÊNCIAS.....	50
ANEXOS	61
ANEXO A – AUTORES	62
ANEXO B - Artigo submetido	64
ANEXO C - Carta de aceitação do Comitê de Ética em Pesquisa	77
ANEXO D - Carta de submissão a revista The Journal of Adhesive Dentistry ..	78
ANEXO E - Normas da Revista The Journal of Adhesive Dentistry	79

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de novos materiais e técnicas acarreta constantes desafios para odontologia restauradora. Atualmente, os cimentos odontológicos têm sido alvo de inúmeras pesquisas, buscando-se aprimorar técnicas e agregar mais qualidade à cimentação (EL-MOWAFY; BROCHU, 2002).

A utilização de restaurações indiretas juntamente com a aplicação de cimentos odontológicos é o que proporciona reforço à estrutura dental enfraquecida (MINAMI *et al.*, 2009). O sucesso das restaurações indiretas depende principalmente do cimento, que proporciona uma ligação eficaz entre a restauração e o substrato dentário, oferecendo um adequado selamento marginal (HOOSHMAND; MAHMOODI; KESHVAD, 2009).

Existe uma gama de cimentos disponíveis no mercado, porém não há um cimento ideal para todas as situações clínicas. Assim sendo, ao optar-se por um agente cimentante, deve-se considerar propriedades físicas, mecânicas e biológicas, bem como características de manipulação do material associado às peculiaridades da restauração protética (FABIANELLI *et al.*, 2006).

Restaurações indiretas de resina composta têm sido constantemente utilizadas para *inlays*, *onlays*, próteses fixas, devido a propriedades físicas e mecânicas satisfatórias (CARREIRO; CRUZ; VERGANI, 2011), resistência ao desgaste (SUZUKI *et al.*, 2002) e estabilidade de cor (NAKAMURA *et al.*, 2002).

Trabalhos protéticos em resina composta indireta apresentam maior aceitabilidade, tendo em vista o aumento no grau de conversão monômero-polímero, melhorando as propriedades do material e também a qualidade das técnicas de adesão à estrutura dentária (MINAMI *et al.*, 2009), proporcionando mais durabilidade ao trabalho, quando em ambiente bucal.

Cimento de fosfato de zinco e cimentos de ionômero de vidro são bastante usados na cimentação das restaurações indiretas, no entanto, a utilização de cimentos resinosos tem crescido em larga escala (BORGES *et al.*, 2007). O emprego de cimentos resinosos cresceu consideravelmente nos últimos tempos em consequência da maior utilização de materiais restauradores estéticos indiretos, como a cerâmica e os cerômeros. Estes cimentos apresentam vantagens como: adesão ao substrato dentinário, compatibilidade com sistemas adesivos e silanos,

baixa solubilidade em meio bucal, fácil aplicação, estética adequada para uso em sistemas livres de metais. Além disso, os cimentos resinosos podem apresentar maior resistência à compressão e à fadiga em coroas cerâmicas quando comparados com cimento de ionômero de vidro e cimento de fosfato de zinco (STAPPERT *et al.*, 2007).

Um dos fatores críticos para o sucesso da cimentação adesiva é a pressão de cimentação. De acordo com Piemjai (2001), o aumento da pressão de aproximadamente 300 N, durante a cimentação causa o extravasamento do cimento, ocasionando uma melhor adaptação marginal.

Tuntiprawon (1999) observou que a aplicação de 25 a 300 N de pressão sobre uma coroa metálica melhorou, de forma significativa, a adaptação marginal da restauração, mas não houve efeito sobre a retenção. A consequência de uma melhor adaptação da restauração seria menores chances de cárie secundária.

Em uma pesquisa de Goracci *et al.* (2006), foi verificado que a aplicação de pressão sobre os cimentos resinosos melhora a adaptação entre o sistema adesivo e o substrato, facilitando a formação de ligações como forças de *Van der waals* e pontes de hidrogênio. Além disso, a pressão de cimentação promove a distribuição de tensões, aumenta a retenção micromecânica e a adesão, assim como diminui a presença de porosidades.

No estudo de Zortuk *et al.* (2010), os resultados mostraram que a pressão aplicada pelo dedo do cirurgião-dentista durante a cimentação de uma restauração indireta varia, principalmente, em decorrência do gênero do dentista e do período do dia testado. Diante disso, é necessário verificar, conforme os pesquisadores, as implicações clínicas dessas diferentes pressões durante a cimentação de uma restauração indireta.

Tendo em vista que a ocorrência de falhas na técnica de cimentação acarreta cárie secundária, o não aparecimento da mesma depende da conservação e da integridade marginal da restauração (TJAN; DUNN; GRANT, 1992). O excesso marginal dos cimentos tem sido considerado como um dos fatores que leva ao aparecimento de cárie recorrente (GOLDMAN; LAOSONTHORN; WHITE, 1992). Ademais, forma, tamanho (SMITH, 1970) e rugosidade dos dentes preparados (WHITE; KIPNIS, 1993), manipulação inadequada (SHEPHERD; LEINFELDER; HERSHEY *et al.*, 1978), espessura de película do agente cimentante (WHITE; YU,

1992ab) e pressão inadequada no momento da cimentação, têm sido associadas ao assentamento marginal deficiente das restaurações protéticas.

O objetivo do presente trabalho foi comparar o desempenho de cimentos resinosos (convencional e autoadesivo) frente à variação da carga de cimentação de restaurações indiretas sobre o substrato dentinário hígido.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Black e Amoore (1993) avaliaram a quantidade de força aplicada por dentistas durante a cimentação clínica de uma coroa dentária, para isso, foi desenvolvido um sistema que utiliza uma célula de carga em miniatura que fica dentro de uma dedeira de borracha, o pequeno tamanho da célula de carga faz com que seja possível o uso intrabucal. Para compensar as irregularidades da coroa, foi construído um plano em resina acrílica a fim de deixar paralela a força entre a célula de carga e a coroa dentária. Foram cimentadas cinco coroas metálicas por dois dentistas diferentes que aplicaram cargas de 20 a 40 N conforme medição do dispositivo, além disso, cinco dentistas diferentes cimentaram coroas metálicas e cerâmicas, em que a carga máxima aplicada foi de 59N em coroas metálicas e 26N em coroas de porcelana. Essas comparações nas cargas aplicadas ao metal e à porcelana sugerem que os profissionais intuitivamente aplicam uma pressão mais baixa ao cimentar porcelanas, sendo assim, diversos fatores influenciam os profissionais durante a aplicação de pressão na cimentação. Os resultados sinalizam diferenças significativas nas forças aplicadas pelos dentistas participantes do estudo. O tempo da aplicação da força também diferiu entre os profissionais em questão. No entanto, esse sistema não consegue medir o ângulo de aplicação de força e o sistema falha neste quesito. Assim sendo, necessita-se mais desenvolvimento tecnológico a fim de aprimorar a confiança no dispositivo. Uma cimentação adequada garante, geralmente, maior fixação e, conseqüentemente, longevidade para a coroa. Ainda é pequeno o número de trabalhos no aspecto que diz respeito à “pressão de cimentação”. Novos estudos devem ser realizados para resolver essas dúvidas, tendo em vista a ideia de estabelecer uma carga de cimentação.

Anusavice (1996) afirmou que os cimentos resinosos apresentam propriedades mecânicas superiores as dos cimentos convencionais, como o fosfato de zinco. Características do tipo, resistência à compressão, baixa solubilidade, maior resistência ao desgaste, estética e possibilidade de união aos materiais restauradores mostraram que esses cimentos são uma opção importante na odontologia restauradora. Agrega-se que a classificação dos cimentos resinosos ocorre a partir do tamanho das partículas de carga, da viscosidade e da forma de polimerização, podendo ser por ativação química, fotoativados ou duais.

De Munck *et al.* (2004) testaram a resistência de união à microtração do cimento resinoso autoadesivo RelyX Unicem e do cimento resinoso Panavia F ao esmalte e à dentina. Para a cimentação com Rely X Unicem, o substrato dentário foi preparado de duas formas: com condicionamento prévio com ácido fosfórico 35% e sem condicionamento ácido. As interfaces foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura, o cimento Panavia F apresentou, em esmalte e em dentina, maior resistência ao teste de microtração. Para o Rely X Unicem, a resistência à microtração em esmalte foi consideravelmente menor quando comparada ao Panavia F; já, em dentina, não houve diferença entre os cimentos. O uso de Rely X Unicem em superfície dentária previamente condicionada com ácido fosfórico aumentou consideravelmente a união para o esmalte, mas não houve diferença estatística do Panavia F unido ao esmalte. Por sua vez, a superfície dentária tratada com ácido fosfórico e cimentada com Rely X Unicem apresentou os menores valores de resistência de união. Todos os espécimes de esmalte que não foram condicionados previamente falharam adesivamente e, quando condicionado, houve falhas mistas e coesivas. Em dentina condicionada, todas as falhas foram adesivas e, em dentina não condicionada, houve falhas mistas. Os autores recomendam que o cimento Rely X Unicem deve ser aplicado com pressão para garantir íntimo contato com as paredes da cavidade tendo em vista a sua alta viscosidade. Para a cimentação com Rely X Unicem, o desempenho foi melhor em superfície de esmalte previamente condicionada.

Santos e Bezerra (2005) compararam a resistência à fratura de pré-molares superiores quando restaurados com técnicas, tanto direta quanto indireta. Quarenta dentes foram divididos aleatoriamente em quatro grupos (n=10): grupo 1 (um) – dentes hígidos; grupo 2 (dois) – preparo cavitário MOD com abertura vestibulo-lingual de metade da distância intercuspídea, tratamento endodôntico e sem restauração; grupo 3 (três)– idem ao grupo 2 (dois), mas com restauração em resina composta direta (Z100, 3M); grupo 4 (quatro)– idem ao grupo 2 (dois), com restauração em cerâmica (Empress, Ivoclar-Vivadent). Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de compressão com esfera de aço de 8 (oito) mm de diâmetro com velocidade de 0,5 mm/min., até ocorrer a fratura. O preparo cavitário enfraqueceu significativamente a estrutura dentária (49 Kg). A resistência à fratura dos dentes restaurados com resina composta direta (105,4 Kg) não diferiu significativamente da resistência dos dentes restaurados com cerâmica (82,7 Kg).

Nenhum dos materiais foi capaz de devolver a resistência à fratura original do dente (1338,4 Kg). Os autores concluíram que o preparo cavitário enfraquece expressivamente a estrutura dentária e que as restaurações do tipo *inlay* diretas e indiretas podem parcialmente reestruturar a resistência à fratura de dentes enfraquecidos pelo preparo cavitário.

Chieffi *et al.* (2006) observaram o efeito da aplicação constante de pressão de cimentação na união de restaurações indiretas. Foram utilizados oito terceiros molares hígidos, divididos em dois grupos. Os blocos de resina composta foram cimentados utilizando cimento resinoso Panavia F, no grupo 1 (um), foi mantida a pressão durante 5 (cinco) segundos e, no grupo 2 (dois), a pressão foi mantida durante 3 (três) minutos (tempo necessário para a polimerização completa do cimento). Para ambos os grupos, a fim de padronizar a pressão aplicada, uma ferramenta metálica foi usada, empregando 10 Kg sobre a restauração, isso resultou em uma força de assentamento de 98,1 N. A pressão (N / m²) foi calculada, dividindo essa força (N) pela área da superfície (m²) do metal. O valor obtido foi, finalmente, convertido em MPa. Após armazenados em água destilada por 24 horas, foram produzidos os espécimes na forma de palitos que foram submetidos ao teste de microtração.e análise em Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). O teste *t de student* revelou diferença significativa na resistência de união entre os grupos 1 (um) e 2 (dois), sendo que o valor para resistência à microtração foi de 9.8 ± 5.7 MPa para o Grupo 1 (um) (controle) e de 20.7 ± 7.3 MPa para o Grupo 2 (dois).

Goracci *et al.* (2006) avaliaram a resistência de união e interface adesiva de diferentes cimentos resinosos cimentados em esmalte e dentina mediante distintas pressões de cimentação. A pressão de cimentação foi de 20 g/mm² ou 40 g/mm² e os seguintes cimentos foram utilizados: RelyX Unicem, Maxcem e Panavia F 2.0. A resina composta foi confeccionada em blocos e cimentada ao substrato dentário de acordo com as instruções do fabricante, os fragmentos foram observados em microscopia eletrônica de varredura. A resistência de união à dentina teve influência do tipo de cimento utilizado e da pressão exercida durante a cimentação. Os valores de resistência de união em dentina para o cimento Panavia F e Rely X Unicem foram semelhantes e consideravelmente superiores em relação ao maxcem. Diante de uma pressão de cimentação de 40g/mm², o Rely X Unicem e o Panavia F evidenciaram maior resistência de união em dentina quando em comparação com a

pressão de 20 g/mm². Já o Maxcem e o Panavia F não foram influenciados pela pressão de cimentação, pois apresentaram resistência de união consideravelmente maior em esmalte em relação aos outros cimentos. Não foi vista retenção micromecânica para o Maxcem e nem formação de camada híbrida para o Rely X Unicem. Ficou entendido que, para o Panavia F e Rely X Unicem, deve ser exercida uma pressão de cimentação para obter-se melhor resistência de união.

Chieffi *et al.* (2007), por sua vez, observaram o efeito da aplicação contínua de pressão de cimentação utilizando cimento resinoso Panavia F e sistema adesivo *Clearfil Protect Bond* associado ao cimento resinoso Panavia F. Para tal, foram usados 16 terceiros molares humanos hígidos divididos em quatro grupos: Ia e Ib, onde foi usado cimento resinoso Panavia F de acordo com as instruções do fabricante. Grupos IIa e IIb, onde foi usado cimento resinoso Panavia F mais Sistema Adesivo *Clearfil Protect Bond*. Em ambos os grupos I e II, o bloco de resina composta foi cimentado com uma pressão de 1.25 MPa por 5s (cinco segundos) no grupo e por 3 (três) minutos no grupo B (tempo necessário para a polimerização completa do cimento resinoso). A resistência de união foi maior com *Clearfil Protect Bond* + Panavia F do que só com uso do Panavia F. O aumento no tempo de aplicação da pressão de cimentação de até 3 (três) min também aumentou a resistência de união. O estudo mostrou que tanto o uso do cimento resinoso associado ao sistema adesivo quanto uma aplicação contínua de pressão de cimentação são efetivos durante a cimentação.

Duarte *et al.* (2008) avaliaram cimentos resinosos autoadesivos e autocondicionantes quanto à resistência adesiva quando aplicados em esmalte com ou sem condicionamento com ácido fosfórico. Foram usados vinte terceiros molares. Em um mesmo dente, em uma das faces proximais, o esmalte recebeu condicionamento ácido e, na outra face proximal, o cimento foi utilizado seguindo as recomendações do fabricante. Neste casos, foram usados: RelyX Unicem (3M ESPE), Multilink (Ivoclar-Vivadent) e RelyX ARC (3M ESPE). Para a cimentação em esmalte, foram confeccionados blocos de resina composta Z250 (3M ESPE) que receberam jato de óxido de alumínio e aplicação de silano antes da cimentação. Amostras foram observadas em microscopia. A maior média de resistência de união foi para o Rely X Unicem com condicionamento ácido (32,92 MPa), enquanto que o Multilink com condicionamento (5,23 MPa) e sem este tratamento (5,38MPa) apresentou a mais baixa resistência de união. Diferenças significativas foram

encontradas para os diversos tratamentos no esmalte. Houve uma penetração mais profunda no esmalte interprismático das amostras condicionadas quando comparadas com as que não receberam condicionamento. Os autores concluíram que o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico aumentou significativamente a resistência de união para o RelyX Unicem, mas não houve diferença para o Multilink.

Monticelli *et al.* (2008) analisaram a interface dentina/cimento de diferentes marcas de cimentos resinosos. Terceiros molares tiveram sua porção coronária removida e a dentina foi exposta e polida com pontas de carbeto de silício. Discos de resina composta foram confeccionados com 2 (dois) mm de espessura e cimentados conforme as recomendações do fabricante referente a cada cimento usado: Grupo 1 (um): cimento dual com condicionamento ácido (Calibra, Dentsply); Grupo 2 (dois): Panavia F 2.0 (Kuraray); Grupo 3 (três): Multilink (Ivoclar-Vivadent); Grupo 4 (quatro): RelyX Unicem (3M ESPE); Grupo 5 (cinco): G-Cem (GC Corporation); Grupo 6 (seis): Bis-Cem (Bisco). O valor do pH foi mensurado para todos os cimentos testados. Os grupos foram avaliados em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados destacaram que o cimento convencional apresentou uma zona sem colágeno abaixo da interface adesiva, e formou-se uma camada híbrida e *tags* de resina. Para o Panavia, houve uma desmineralização da superfície de dentina, já para o Multilink Sprint, observou-se uma camada descalcificada e não-infiltrada. Nenhuma desmineralização e infiltração foi identificada para os cimentos RelyX Unicem, G-Cem e Bis-Cem, e nenhuma camada híbrida ou formação de *tags* foi observada para os cimentos auto-adesivos. A taxa de pH variou de 2.1 a 4.2 após a mistura. Os autores concluíram que os cimentos auto-adesivos não são capazes de dissolver completamente a *smear layer*, não havendo descalcificação e infiltração.

D'Arcangelo *et al.* (2009) estudaram, através de teste de microtração, a resistência de união de diferentes cimentos resinosos em dentina: cimento resinoso convencional com adesivo de condicionamento ácido total, convencional com adesivo autocondicionante e convencional com autoadesivo, foram usados blocos de resina e de cerâmica. Os cimentos Core X Flow e Enacem apresentaram maiores valores de resistência de união e não houve diferença estatística entre eles. A resina composta demonstrou maiores valores de resistência de união quando foi utilizado cimento resinoso convencional com sistema adesivo de condicionamento ácido total,

entretanto, com a cerâmica, o cimento resinoso autoadesivo revelou maiores valores, quando relacionado com os demais grupos pesquisados.

Viotti *et al.* (2009) investigaram, através de resistência de união em dentina, diversos tipos de cimentos resinosos. Foram utilizados 54 molares humanos divididos em nove grupos: cimento resinoso autoadesivo (RelyX Unicem, RelyX U100, SmartCem 2, G- Cem, Maxcem e SeT) e cimento resinoso convencional (Rely X ARC e Panavia F). Foi confeccionado um bloco de resina (Filtek Z250) e cimentado conforme orientações do respectivo fabricante. Os cimentos resinosos convencionais foi os que apresentaram maiores valores de resistência de união. Os cimentos resinosos autoadesivos (Maxcem, Smartcem e SeT) foram os que apresentaram os menores valores de resistência de união. Nos grupos do cimento resinoso autoadesivo, predominou a falha adesiva.

Zortuk *et al.* (2010), em seu estudo, pesquisaram a pressão exercida pelo dedo dos cirurgiões dentistas durante a cimentação e examinaram o efeito do gênero e da hora do dia sobre a pressão de cimentação. Em um total de 15 dentistas (nove homens e seis mulheres) foram usados pré-molares que foram preparados para receber coroas totais de cerâmica. Os dentistas realizaram 300 cimentações (150 na parte da manhã e 150 na parte da tarde) e, durante esse processo, foram mensuradas as pressões exercidas na cimentação. Para determinar a pressão exercida foi usado um aparelho analógico medidor de força e um molde metálico que ficava em contato com o dente, a pressão exercida foi dada em newtons. Os resultados obtidos mostraram que a pressão exercida durante a cimentação variou de 12 a 67 newtons revelando diferença estatística entre as diferentes pressões de cimentação. Para nove dentistas, houve diferença estatística na pressão de cimentação quando esta foi exercida no período da manhã ou da tarde, mas isso não ocorreu para os outros seis dentistas. Não houve diferença estatisticamente significativa para a hora do dia. Dentro dos limites do estudo, pode ser visto que a pressão de cimentação varia conforme o dentista, logo, mais estudos devem ser realizados a fim de buscar uma maneira de padronizar a pressão de cimentação, tendo em vista uma melhor e adequada técnica de cimentação.

Ferracane, Stansbury e Burke (2011) fizeram uma revisão de literatura em que destacaram composição química, reação de polimerização, adesão a vários substratos além de propriedades físicas e biológicas dos cimentos resinosos autoadesivos. Este trabalho ressalta diversos estudos *in vitro* sobre cimentos

resinosos. No entanto, há poucos estudos com implicação clínica do desempenho desse material. Segundo os autores, a literatura coloca o cimento resinoso autoadesivo como um material com futuro, com alta aceitabilidade entre os profissionais da odontologia.

Esptise 3M ESPE (2011), o fabricante informa, no endereço virtual, que o cimento RelyX Unicem é autoadesivo e não necessita ser associado a sistema adesivo. Este cimento apresenta duas reações químicas de presa: uma reação de redução de cura dual, para polimerizar a fase resinosa, e outra reação ácido-base que forma o fosfato de cálcio. A união com a dentina é estabelecida pelos ácidos fosfóricos, metacrilatos, ionizados da mistura do monômero. A ionização ocorre tanto a partir da água presente na dentina, como da água produzida durante a reação de neutralização dos monômeros fosfatados com partículas básicas.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Avaliar, *in vitro*, a influência de diferentes cargas de cimentação na resistência de união entre cimentos resinosos e dentina.

3.2 Objetivos específicos

Avaliar a influência de diferentes cargas de cimentação na:

Resistência de união à microtração na interface dentina/cimento resinoso/restauração quando variada a carga de cimentação.

Padrão de falha na interface dentina/cimento resinoso/restauração com auxílio de fractografia, após ensaio de microtração.

Interface de união do cimento resinoso à dentina, quando variada a carga de cimentação por meio de microscopia eletrônica de varredura.

4 HIPÓTESE

Hipótese Experimental

Diferentes cargas de cimentação influenciam a resistência de união entre cimentos resinosos e substrato de dentina hígida.

5 MATERIAIS

Encontram-se discriminados, no Quadro 1 (um), todos os materiais utilizados neste estudo.

Quadro 1 - Materiais utilizados no estudo com seus respectivos fabricantes e origem

MATERIAL	FABRICANTE	CIDADE/ESTADO/PAÍS
Ácido fosfórico a 37% Super Etch	3M ESPE	St. Paul/MN/EUA
Catalisador	Zip Kicker	Rancho Cucamonga/CA/EUA
Cimento resinoso autoadesivo U100	3M ESPE	St. Paul/MN/EUA
Cimento resinoso convencional RelyX™ ARC	3M ESPE	St. Paul/MN/EUA
Cloramina T 0,5%	Demapelle	Santa Maria/RS/Brasil
Cuba ultrassônica (1440 Plus)	Odontobras	Ribeirão Preto/SP/Brasil
Dessecador	Xartell	Itália
Disco de feltro	Buhler	Lake Bluff/IL/EUA
Disco diamantado dupla Face	Buhler	Lake Bluff/IL/EUA
Estufa	Fanem LTDA	Guarulhos/SP/Brasil
Fotopolimerizador XL 3000	3M ESPE	St. Paul/MN/EUA
Jato de óxido de alumínio	Bioart	São Carlos/SP/Brasil
Lixa de carbetto de silício 100, 600, 400,800, 900, 1000, 1200	Atlas	Esteio/RS/Brasil
Lupa estereoscópica	Olympus	Tóquio/Japão
Máquina de corte	Labcut 1010	EUA
Máquina de ensaio universal	EMIC DL2000	São Jose dos Pinhais/PR/Brasil
Metalizadora com ouro	Balzers-sputer coater	Alemanha
<i>Microbrush</i>	<i>Microbrush</i>	Grafton/WI/EUA

(continua)

(conclusão)

Microscópio eletrônico de varredura (XL 30)	Phillips	Amsterdã/Alemanha
Paquímetro digital	Mitutoyo	São Paulo/Brasil
Pasta diamantada	Buhler	Lake Bluff/IL/EUA
Politriz (MODEL DPU-10)	Struers Panambra	São Paulo/SP/Brasil
Radiômetro analógico	Demetron Kerr Corporation	Orange/CA/EUA
Resina acrílica autopolimerizável	Jet Clássico	São Paulo/SP/Brasil
Resina composta Filtek™ Z350 XT	3M ESPE	St Paul/MN/EUA
Resina epóxi Embed 812-Kit	Electron Microscopy Sciences-EMS	Hatfield, PA, EUA
Sílica gel	Quimidrol	Joinville/RS/Brasil
Silicone por adição	3M ESPE	Saint Louis, MN, EUA
Sistema adesivo - Adper Single Bond2	3M ESPE	St Paul/MN/EUA
Super Bonder gel	Loctite	São Paulo/SP/Brasil
Termo-higrômetro	Texto	São Paulo/SP/Brasil

Os principais materiais e as suas respectivas composições estão descritos detalhadamente no quadro 2 (dois).

Quadro 2 - Descrição dos principais materiais utilizados no estudo

Material	Descrição	Composição*	Lote
Rely X™ U100	Cimento resinoso autoadesivo	Pó: Partículas de vidro, sílica, hidróxido de cálcio, pigmentos, iniciadores de polimerização química e por luz. Líquido: Éster fosfórico metacrilato, dimetacrilato, acetato, iniciador, estabilizador.	394688

Continua)

Material	Descrição	Composição*	Lote
Rely X™ ARC	Cimento resinoso convencional	Bis-GMA, TEDGMA, polímero dimetacrilato, zircônia, sílica.	N261C52
Filtek™ Z350 XT - Restaurador Universal	Resina composta	A carga contém uma combinação de cargas de nanopartículas de sílica não-aglomerada / nãoagregada de 20 nm e nanoaglomerados de zircônia/sílica, aglomerados ligados livremente, consistindo em aglomerados de partículas primárias de zircônia/sílica com cargas de tamanho entre 5-20 nm. O tamanho da partícula aglomerada varia entre 0.6 e 1.4 microns. A porcentagem de carga é de 78.5% , em peso.	1029900455

(conclusão)

6 MÉTODO

6.1 Seleção dos dentes

Foram selecionados 42 molares humanos hígidos. Os dentes foram fornecidos pelo banco de dentes da Faculdade de Odontologia da PUCRS e armazenados em cloramina T a 0,5% por 72h a 4° C. Após esse período, os dentes foram imersos em água destilada e refrigerados a 4° C até a data da confecção dos corpos de prova.

Os molares tiveram a sua superfície oclusal desgastada em politriz, sob refrigeração constante, com lixa de carbetto de silício de granulação 100. A remoção da superfície oclusal dos dentes resultou na exposição de superfície dentinária plana e perpendicular ao longo do eixo dos dentes.

6.2 Microtração

6.2.1 Preparo do Substrato Dentinário

Os dentes selecionados foram incluídos individualmente em resina acrílica autopolimerizável 2 mm, abaixo da junção amelocementária, com o auxílio de uma matriz de teflon de 30 mm de diâmetro. Após a polimerização da resina acrílica, a matriz foi removida, restando um conjunto resina acrílica – dente com a sua superfície coronária exposta. A superfície dentinária foi polida em lixa de carbetto de silício de granulação 600 por 60 segundos, a fim de padronizar a camada de *smear layer* (CHAVES *et al.*, 2009). Os dentes foram divididos aleatoriamente em três grupos. Em cada grupo, foram utilizados cinco dentes para a metodologia de microtração, e dois dentes para a metodologia de análise das interfaces de união, conforme o organograma um, onde foram usados 21 dentes em cada grupo, sendo sete dentes para cada carga, cinco dentes para microtração e dois dentes para análise de interface de união. A partir dos cinco dentes utilizados para o teste de microtração foram gerados 15 espécimes em forma de prismas para cada carga, totalizando 45 espécimes em forma de prismas para cada grupo.

6.2.2 Preparo da Resina Composta Indireta

Para cada dente, foi confeccionado um bloco de resina composta Filtek Z 350, conforme orientações do fabricante. O bloco foi confeccionado através da técnica incremental de resina composta, utilizando uma espátula e uma matriz de silicone com 4 mm de espessura e 10 mm de diâmetro. A superfície do bloco de resina composta que entrou em contato com o cimento foi jateada com óxido de alumínio por 10 segundos, a 5 cm de distância, com pressão de 2.0 bar, e limpo em água destilada sob ultrassom por 10 minutos.

6.2.3 Cimentação sobre a dentina

Grupo 1 (um) – Cimento resinoso RelyX ARC: foi realizado condicionamento da superfície dentinária com ácido fosfórico 37% por 15 segundos, seguido de lavagem com *spray* de água por 30 segundos e remoção do excesso de água com bolinha de algodão esterilizada. Foram aplicadas duas camadas consecutivas do adesivo Adper Single Bond 2, seguido de leve jato de ar por 5 (cinco) segundos e fotoativação por 20 segundos através de um fotopolimerizador de luz halógena. Comprimentos iguais da pasta base e pasta catalisadora do cimento resinoso RelyX ARC foram misturados sobre um bloco de papel com espátula de plástico pelo tempo de 15 segundos e aplicados sobre a dentina em uma espessura aproximada de 1 mm. O bloco de resina composta foi posicionado sobre o cimento com carga de 10 N, 30 N e 60 N pelo tempo de 2 (dois) minutos, empregando um dispositivo específico para este fim (Figura um), o referido dispositivo apresenta uma ponta que entrou em contato com o bloco de resina, cuja área é de 3, 14 mm² (Figura dois). Excessos do cimento foram removidos, seguido de fotoativação por 40 segundos em cada face, totalizando 160 segundos. A intensidade de luz do aparelho fotopolimerizador foi monitorada com radiômetro, permanecendo na intensidade de 450 a 500 mW/cm².

Figura 1A - Dispositivo utilizado para a cimentação do bloco de resina composta

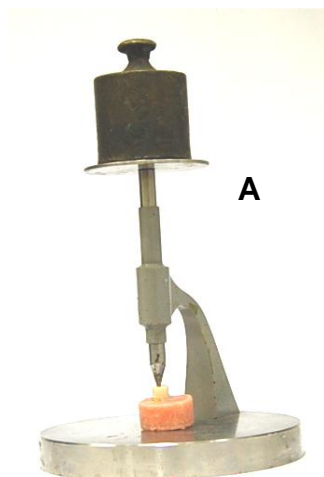
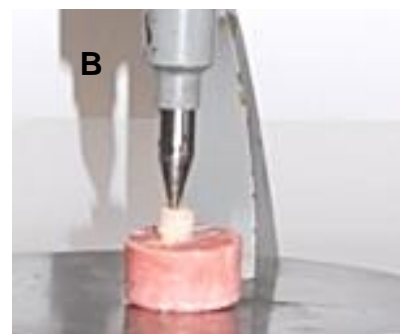


Figura 1B - Vista Aproximada da cimentação do bloco de resina composta



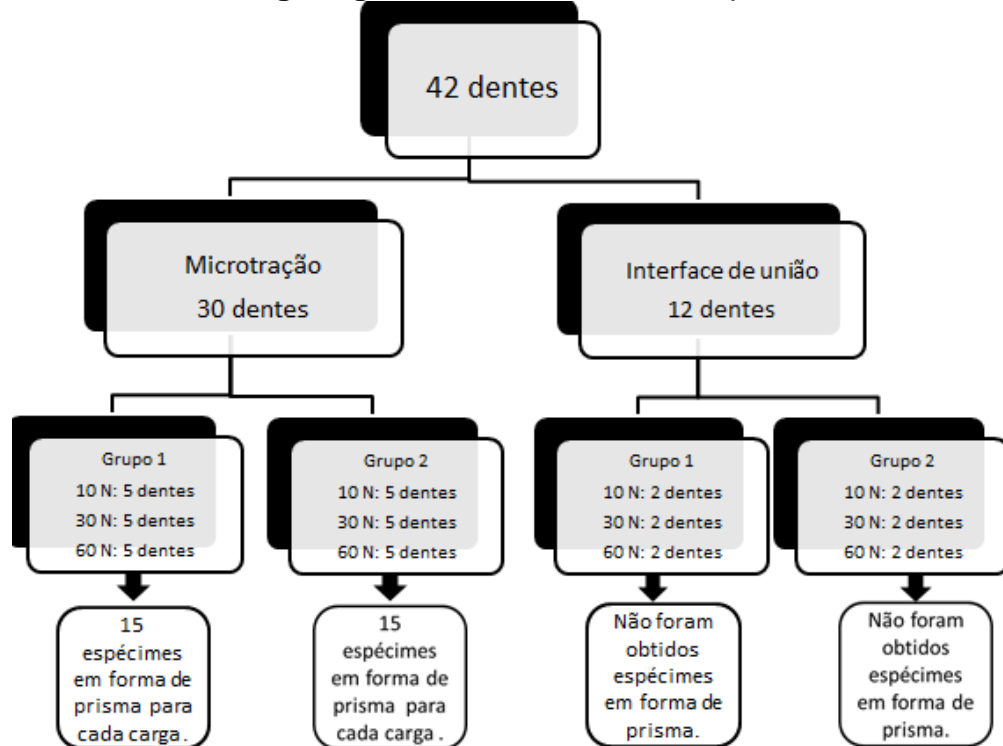
Grupo 2 (dois) – Cimento resinoso autoadesivo RelyX™ U100 (Clicker): comprimentos iguais da pasta base e pasta catalisadora do cimento resinoso RelyX U100 foram misturados pelo tempo de 15 segundos e aplicados sobre a dentina em uma espessura aproximada de 1 mm. O bloco de resina composta foi aplicado como descrito para o Grupo 1 (um).

6.2.4 Preparo dos corpos de prova

As amostras foram imersas e armazenadas por 24 horas em água destilada a 37°C em uma estufa de cultura. Após esse período, foi realizada a inclusão em resina acrílica autopolimerizável do remanescente coronário, juntamente com a restauração de resina composta cimentada. A inclusão aconteceu durante a fase arenosa da resina acrílica autopolimerizável, a fim de promover uma maior estabilidade do conjunto durante o corte. Os dentes foram submetidos a cortes seriados numa velocidade de 500 rpm, utilizando um disco diamantado dupla face com 102 mm de diâmetro e espessura de 0,3mm, sob irrigação constante de água destilada. Foram realizados cortes perpendiculares na interface adesiva nos sentidos vestibulo-lingual e méso-distal. A área de união foi em torno de 0,8 mm², aferido por meio de um paquímetro digital (CHAVES *et al.*, 2009). Dessa forma, foram obtidos corpos de prova em forma de prismas, constituídos de dentina, cimento resinoso e resina composta.

Os corpos de prova foram analisados em lupa estereoscópica com 30X de aumento, certificando-se de que não houve presença de bolhas, defeitos, falta de material ou área irregular. Os corpos de prova que apresentaram tais falhas foram descartados. Vinte e um espécimes foram selecionados para cada grupo, conforme organograma que se apresenta na sequência, onde foram usados sete dentes para cada carga (cinco dentes para microtração e dois dentes para análise de interface de união). Totalizou-se 15 dentes para o ensaio de microtração, dos quais foram gerando 45 espécimes em forma de prismas para cada grupo, sendo 15 espécimes para cada carga.

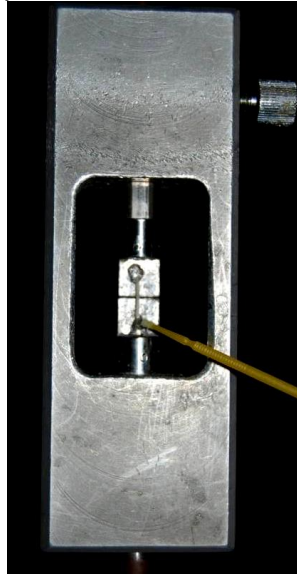
Organograma 1 - Divisão dos Grupos.



6.2.5 Resistência de união à microtração

Os corpos de prova foram mensurados em sua espessura e comprimento através de um paquímetro digital. Para a realização deste ensaio, as condições climáticas do laboratório foram monitoradas com o auxílio de um termo-higrômetro, ficando na temperatura de 23°C (23°C ± 2°C) e umidade relativa do ar em 50% (50% ± 5%). Os espécimes selecionados foram fixados pelas suas extremidades, separadamente, em um aparato específico para teste de microtração (figura 3), por meio de uma cola de cianoacrilato e de um acelerador de cura, de modo que a área de adesão ficasse perpendicular ao longo do eixo da força de tração. Os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de microtração em uma máquina de ensaios universal, operada por computador através do *software* MTest 100, a uma velocidade de 0,5 mm/min com célula de carga de 50 N até ocorrer a fratura. Os valores de microtração foram obtidos em MPa, sendo a força em N dividida pela área em mm². Estes dados foram levados à análise estatística.

Figura 2 - Corpo de prova posicionado na matriz de ensaio de microtração.



6.3 Fractografia (análise de falhas)

Após o ensaio de microtração, as duas porções fraturadas foram removidas da máquina de ensaios universal e nomeadas para fins de identificação. As extremidades dentinárias dos espécimes foram fixadas em dispositivos de fixação amostral com auxílio de uma cola de cianoacrilato, a fim de que a interface adesiva permanecesse voltada para cima. Os espécimes foram mantidos em dessecador com sílica gel e vácuo por duas semanas. Depois desse período, os espécimes foram metalizados com uma película de ouro a 10 mA por 1 min, podendo, assim, serem observados no microscópio eletrônico de varredura em aumentos de 120x a 2000x.

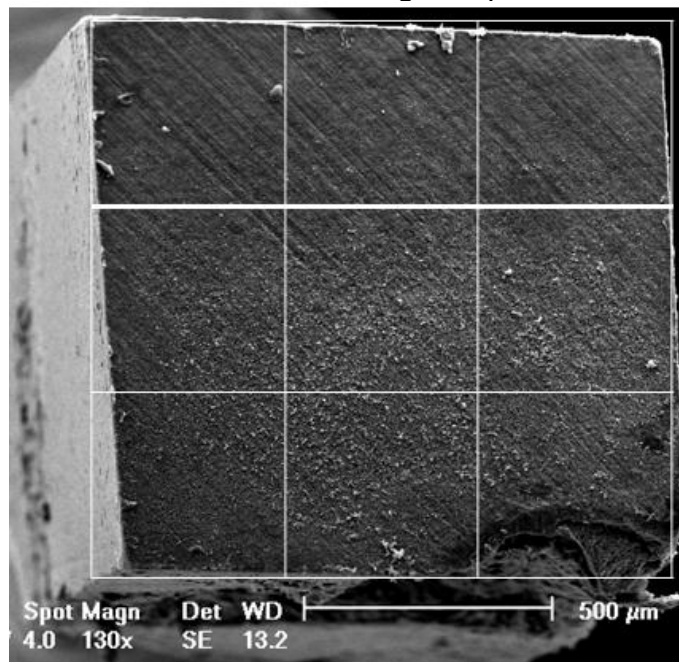
Os fragmentos foram avaliados através de arquivos de imagens digitais de microscopia eletrônica de varredura, com o propósito de se observar o tipo de falha que ocorreu.

O tipo de falha foi classificado em quatro tipos:

1. adesiva - ao nível da interface de união;
2. coesiva em dentina - ruptura deste substrato;
3. coesiva em resina - ruptura na resina composta;
4. mista - presença de mais de um tipo de falha.

Para a análise das áreas relativas de cada corpo-de-prova, foi posicionada uma grade (três linhas por três colunas) com o auxílio do programa *Power Point* 2010. As imagens digitais da dentina de magnificação 130X a 200X foram posicionadas de modo que cada quadrado possibilitasse determinar o material predominante remanescente (cimento, resina composta ou dentina).

Figura 3 - Fotografia em MEV (aumento de 130x), ilustrando a grade posicionada



6.4 Análise das interfaces de união

Dois conjuntos dente/bloco de resina composta de cada grupo foram seccionados no sentido méso-distal no longo eixo em máquina de corte Labcut 1010 com um disco diamantado de dupla face. Dessa forma, foram obtidas duas porções de cada dente. As superfícies da interface de união de todas as secções foram polidas com lixas de carbetto de silício de granulação decrescente (400, 600, 800, 900, 1000, 1.200), seguido de polimento em discos de feltro e pastas diamantadas com 6, 3, 1 e $\frac{1}{4}$ μm de granulação, respectivamente.

Entre cada granulação da pasta diamantada, as secções foram submetidas à limpeza com água destilada em ultrassom durante cinco minutos. Após o polimento com a pasta de menor granulação, foi realizada limpeza final das secções com água destilada em ultrassom durante 20 minutos. Posteriormente, as secções foram

desmineralizadas com ácido clorídrico (HCl) a 6N por 30 segundos, lavadas em água corrente, e desproteinizadas em hipoclorito de sódio (NaOCl) a 1% por 10 minutos, seguido de lavagem com água destilada. As secções foram secas em temperatura ambiente por 24 horas. Passado este período, as interfaces de união foram moldadas com silicone por adição de consistência fluída Express, seguido de vazamento dos moldes de silicone com resina Epóxi Embed 812-Kit, para obtenção de réplicas da interface de união.

As réplicas foram dispostas individualmente em *stubs*, cobertas com fina camada de liga de ouro e foram levados para observação em MEV em aumento de 2.000 vezes. Foram selecionadas imagens representativas de cada grupo, sendo realizada uma análise descritiva das interfaces.

6.5 Análise estatística

Com auxílio do programa SPSS 15.0 (Statistical Package for Social Science 15.0 for Windows, Microsoft Co., EUA) os dados foram analisados e submetidos ao teste de *Shapiro-Wilk* para avaliar a normalidade e ao teste de *Levene* a fim de avaliar a homogeneidade.

Os dados assumiram distribuição normal e homogênea e a diferença entre os grupos foi avaliada pela análise de variância (ANOVA) com 2 fatores (cimento resinoso e pressão de cimentação).

7 RESULTADOS

7.1 Teste de Resistência à União por Microtração

Ao realizar-se o teste de *Shapiro-Wilk* e o teste de *Levene*, verificou-se que os dados assumiram uma distribuição normal e homogênea.

Essa distribuição viabilizou a utilização de um teste paramétrico para determinar se havia diferença estatística entre os grupos. A diferença entre os grupos foi avaliada pela Análise de Variância (ANOVA) com dois fatores (cimento resinoso e pressão de cimentação). Os dados obtidos pela ANOVA podem ser observados na Tabela 1.

Tabela 1 - Resultado da Análise da Variância

	SOMA DOS QUADRADOS	GRAUS DE LIBERDADE	QUADRADO MÉDIO	F	SIGNIFICÂNCIA
Inter Grupos	345.729	5	69.146	5.314	0.005
Intra Grupos	46.409	3	15.470	1.189	
Total	392.138	8			

Pelos resultados de Análise de Variância Fatorial, verificou-se que houve uma diferença significativa entre os grupos ($p < 0.05$). A fim de se observar esta diferença, os dados foram analisados através do teste de comparações múltiplas de *Tukey HSD* (Tabela 2).

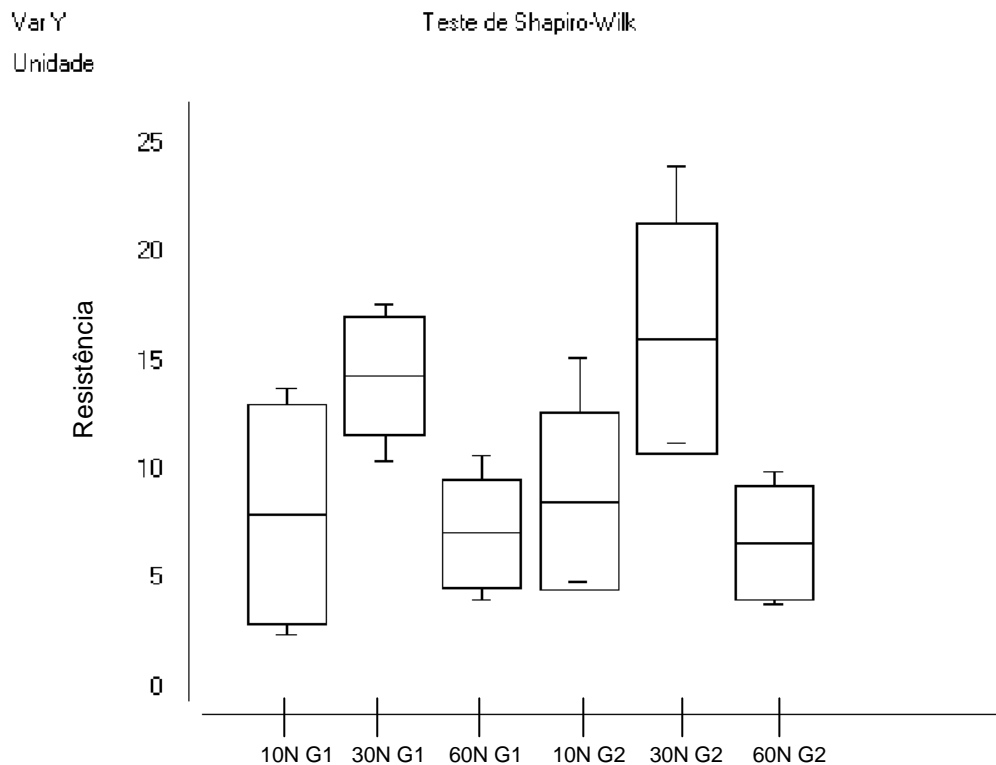
Tabela 2 - Descrição dos Resultados

CARGA	N	Média* (MPa)	Desvio Padrão
Grupo 1 – 10N	15	9,36 b	5.08
Grupo 1 – 30N	15	15,33 a	2.75
Grupo 1 – 60N	15	7,84 b	2.49
Grupo 2 – 10N	15	9,47 b	4.07
Grupo 2 – 30N	15	17,27 a	5.33
Grupo 2 – 60N	15	7,34 b	2.64

* Letras diferentes indicam diferença estatística (ANOVA/ Tukey HSD) com $\alpha=0.05$

Ao se observar os resultados do teste de *Tukey HSD*, pode-se constatar que houve diferença estatística entre os grupos estudados. A carga de 60N do Grupo 2 (dois) apresentou a menor média de resistência de união (7,34 MPa), seguida pela carga de 60N do Grupo 1 (um) (7,84 MPa), enquanto que a carga de 30N do Grupo 2 (dois) apresentou a maior média de resistência de união (17,27 MPa), seguida pela carga de 30 N do Grupo 1 (um) (15,33 Mpa). Já os valores médios para a resistência de união estão representados pela carga de 10N, sendo de 9,47 MPa para o Grupo 2 (dois) e 9,36 MPa para o Grupo 1 (um).

O Gráfico 1 (um) ilustra os valores em MPa para os 2 (dois) grupos comparados, sendo cargas de 10 N, 30N e 60 N para cada grupo.

Gráfico 1 - Gráfico Box Plot ilustrando os resultados obtidos

7.2 Fractografia

Em ambos os grupos, houve preponderância de falha mista (Tabelas 3 [três] e 4 [quatro]). As falhas puramente coesivas em resina foram descartadas. A quantidade de substrato remanescente na área das falhas encontra-se detalhada nas Tabelas 5 (cinco) e 6 (seis). No Grupo 1 (um)- carga 10 N: houve maior quantidade de resina composta remanescente; carga 30N e 60N: houve maior quantidade de dentina remanescente. No Grupo 2 (dois) – carga 10N, 30N e 60N: houve maior quantidade de cimento remanescente.

Tabela 3 - Distribuição (%) dos tipos de falha no Grupo 1 (um)

GRUPO 1	FALHA ADESIVA	FALHA COESIVA EM DENTINA	FALHA COESIVA EM COMPÓSITO	FALHA MISTA	N° PALITOS
10 N	5,88%	17,64%	-	76,47%	15
30 N	20%	-	-	75%	15
60 N	-	23,52	-	76,47	15

Tabela 4 - Distribuição (%) dos tipos de falha no Grupo 2 (dois)

GRUPO 2	FALHA ADESIVA	FALHA COESIVA EM DENTINA	FALHA COESIVA EM COMPÓSITO	FALHA MISTA	N° PALITOS
10 N	6,25%	18,75%	-	75%	15
30 N	20%	-	-	80%	15
60 N	10%	6,66%	-	83,33%	15

Tabela 5 - Percentual de quantidade de substrato remanescente após a fratura no Grupo 1 (um)

GRUPO 1	DENTINA	RESINA COMPOSTA	CIMENTO	N
10 N	18,51%	62,22%	19,25%	15
30 N	44,44%	28,88%	26,66%	15
60 N	56,29%	19,25%	24,44%	15

Tabela 6 - Percentual de quantidade de substrato remanescente após a fratura no Grupo 2 (dois)

GRUPO 2	DENTINA	RESINA COMPOSTA	CIMENTO	N
10 N	34,81%	10,37%	54,81%	15
30 N	20%	10,37%	69,62%	15
60 N	37,03%	20 %	42,96%	15

Figura 4 - Fotografia em MEV (aumento de 130x) de corpo de prova com falha mista. Grupo 1 (um), carga de 10 N. Cimento Resinoso remanescente (A).
Superfície dentinária (B).

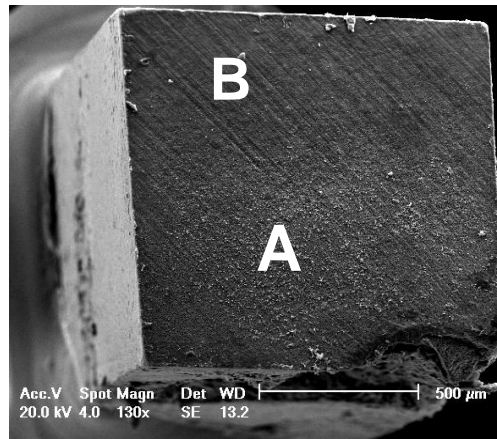


Figura 5 - Fotografia em MEV (aumento de 150x). Falha adesiva. Cimento resinoso remanescente (CR). Grupo 1 (um), carga de 30 N.

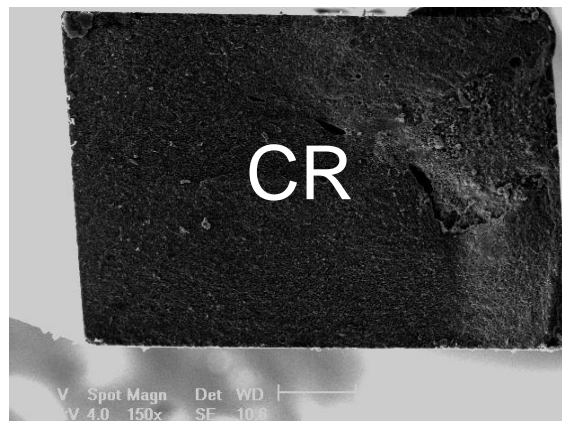


Figura 6 - Fotografia em MEV (aumento 150x) em corpo de prova de falha coesiva em dentina (D). Grupo 1 (um), carga de 60N.

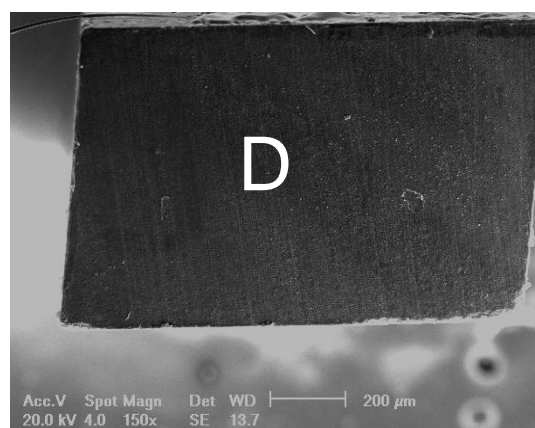


Figura 7 - Fotografia em MEV (aumento de 2000x) de corpo de prova de falha coesiva em dentina. Grupo 1(um), carga de 60N. Substrato dentinário com túbulos expostos (A).

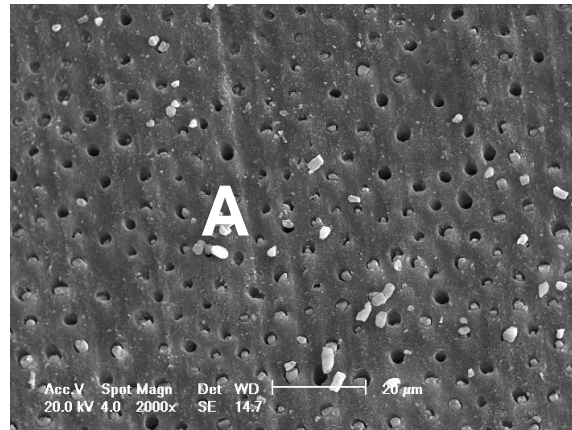


Figura 8 - Fotografia em MEV (aumento de 130x) de corpo de prova com falha mista. Grupo 2 (dois), carga de 60 N. Cimento Resinoso remanescente (A). Superfície dentinária (B).

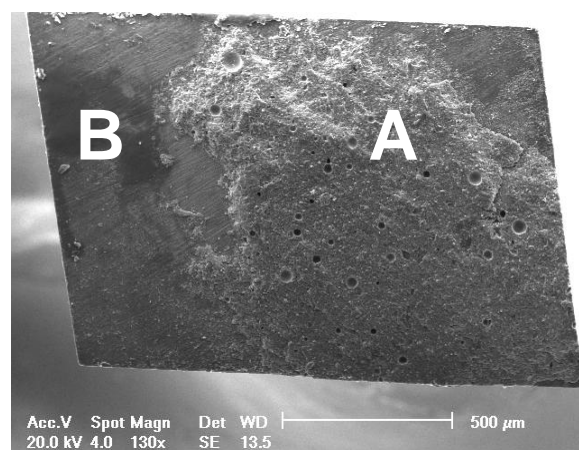


Figura 9 - Fotografia em MEV (aumento de 2000x) de corpo de prova com falha mista. Grupo 2 (dois), carga de 10 N. Cimento Resinoso remanescente (A). Superfície dentinária (B).

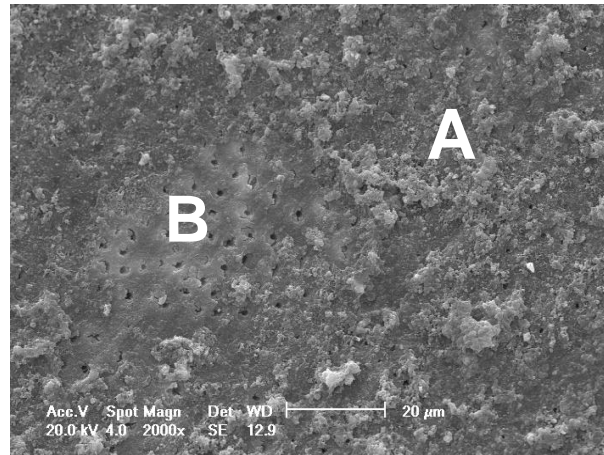
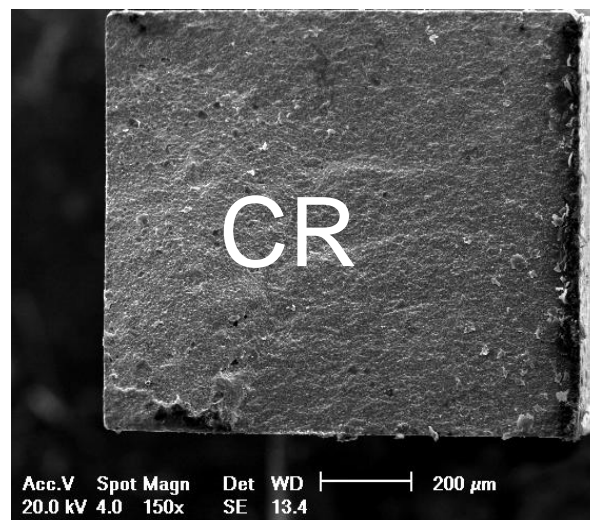


Figura 10 - Fotografia em MEV (aumento de 150x). Falha adesiva. Cimento resinoso remanescente (CR). Grupo 2 (dois), carga de 30 N.



7.3 Análise das interfaces de união

Em relação à análise das interfaces de união em MEV, houve formação de nítida camada híbrida e de vários *tags* de resina para o cimento RelyX ARC, carga de cimentação de 10 N (Figura 11) e 30 N (Figura 12), sendo que a formação da camada híbrida independe da carga de cimentação, uma vez que a hibridização ocorre antes da cimentação.

Para o RelyX U 100 não houve formação de camada híbrida, tendo em vista que este cimento apresenta baixa desmineralização de tecidos duros e reduzida capacidade de infiltrar na *smear layer* (MONTICELLI *et al.*, 2008; DE MUNCK *et al.*, 2004).

Figura 11 - Fotomicrografia da interface de união do RelyX ARC carga de 10 N com a dentina: RC – resina composta; CH – camada híbrida; T – tag de resina; D – dentina.

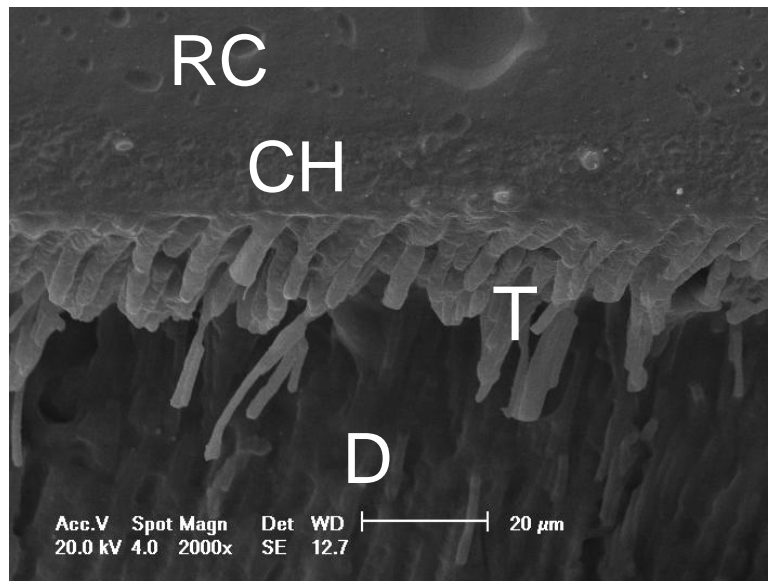
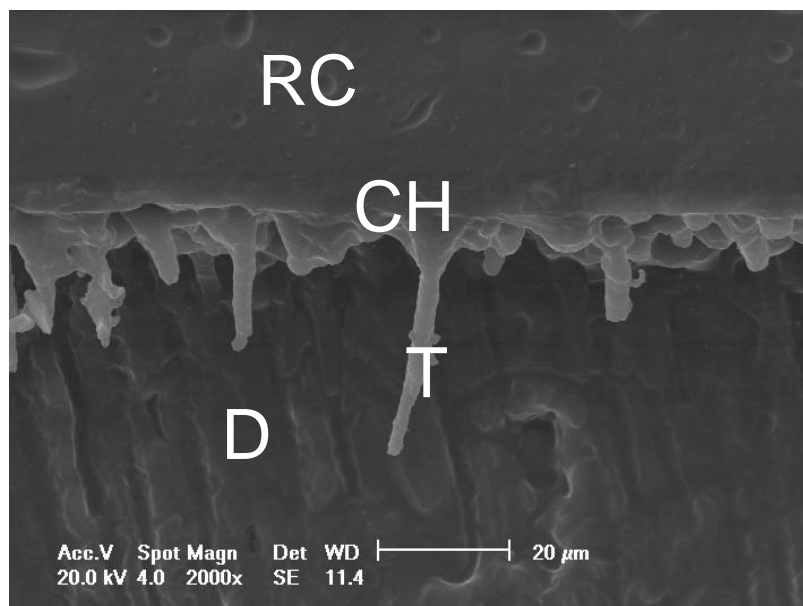


Figura 12 - Fotomicrografia da interface de união do RelyX ARC carga de 30N com a dentina: RC – resina composta; CH – camada híbrida; T – tag de resina; D – dentina



8 DISCUSSÃO

No presente estudo foram avaliados dois cimentos resinosos (RelyX ARC e RelyX U100) sob carga de cimentação de 10N, 30N e 60N.

De acordo com os resultados obtidos, a hipótese experimental foi confirmada, uma vez que houve diferença estatística para as cargas empregadas.

A microtração foi escolhida como metodologia de ensaio mecânico, pois segundo Sano *et al.* (1994), é possível avaliar áreas pequenas, variando materiais e substratos. Durante o ensaio de microtração, a carga é aplicada em apenas uma direção e o *stress* é constante, possibilitando menor número de fratura coesiva em dentina, permitindo assim uma melhor avaliação da interface adesiva. Os espécimes foram cortados na forma de palitos, uma vez que, segundo Betamar, Cardew e Van Noort (2007) não há diferença nos valores de resistência de união para corpos de prova no formato de alteres ou ampulheta.

Os cimentos resinosos evoluíram da mesma forma que os sistemas adesivos. Assim como foram desenvolvidos os sistemas adesivos autocondicionantes também foram lançados os cimentos resinosos autoadesivos com a intenção de garantir a mesma eficiência dos cimentos resinosos convencionais, no entanto de uma forma mais simplificada em relação à técnica de utilização. A capacidade de união e adesão dos cimentos resinosos à dentina pode ser influenciada por diversos fatores tais como pH, viscosidade e composição química desses materiais.

Segundo o fabricante (3M ESPE) o Rely X U100 apresenta duas reações: reação redox para polimerização da fase resinosa e uma reação ácido-base, resultando na formação de fosfato de cálcio. Ele une-se à dentina através da ionização do ácido fosfórico metacrilato durante a mistura dos monômeros. Esta ionização ocorre tanto com a água proveniente da dentina quanto com a água produzida durante a reação de neutralização dos monômeros de fosfato com as partículas básicas. Assim, a importância de uma dentina úmida previamente a cimentação foi confirmada através de um estudo de Guarda *et al.* (2010), em que a dentina foi mantida úmida previamente à cimentação, demonstrando resistência de união duas vezes maior em relação à dentina seca. Levando em consideração a importância da presença de água para que ocorra a reação de ionização, a superfície da dentina foi deixada levemente umedecida antes da aplicação do cimento resinoso.

Como regra geral os cimentos resinosos autoadesivos têm baixa capacidade de desmineralizar os tecidos duros e reduzida capacidade de infiltrar na *smear layer*, sendo que isso se dá devido a um pH relativamente baixo (MONTICELLI *et al.*, 2008); e a alta viscosidade (DE MUNCK *et al.*, 2004). Ressalta-se que a alta viscosidade do material pode dificultar o adequado umedecimento e contato com a dentina; devido à reação química que libera água e partículas alcalinas podendo elevar o pH e a capacidade de desmineralização (MONTICELLI *et al.*, 2008). Entretanto, no nosso estudo, o cimento resinoso autoadesivo apresentou valores de resistência de união bem próximos aqueles obtidos com o cimento resinoso com condicionamento ácido prévio, independente da carga de cimentação.

Para testar a eficácia dos cimentos resinosos autoadesivos, várias pesquisas laboratoriais foram realizadas recentemente (CAPA *et al.*, 2009; DE MUNCK *et al.*, 2004; PAVAN *et al.*, 2010; TONIAL *et al.*, 2010; VIOTTI *et al.*, 2009). Esses estudos não demonstram as reais condições de um estudo clínico, porém apresentaram vantagens como baixo custo e menor tempo para desenvolvimento da pesquisa.

A carga de cimentação vem sendo testada e discutida para que se estabeleça um padrão durante a cimentação (CHIEFFI *et al.*, 2006, 2007; ZORTUK *et al.*, 2010).

Zorkut *et al.* (2010) em seu estudo, testou a pressão exercida pelo dedo do Cirurgião-Dentista através de um aparelho analógico medidor de pressão e constatou que a mesma variava de 12 a 67 N, valores estes semelhantes aos usados nesta pesquisa (10, 30 e 60 N). Segundo o autor, o gênero e o horário do dia também pode influenciar na pressão de cimentação.

Na presente pesquisa, a carga de 30N foi a que proporcionou os maiores valores de resistência de união, independente do cimento resinoso testado. Entretanto, as pressões de 10 e 60 N, proporcionaram os menores valores de resistência de união. Podemos conjecturar que pressão de cimentação muito baixa não favorece um contato adequado do cimento com os substratos envolvidos, impedindo desta forma uma correta interação os mesmos. Já pressão de cimentação muito alta pode remover o cimento resinoso da região não permitindo que o mesmo permaneça com espessura adequada para interagir com as regiões de interesse.

Nossos achados não corroboram aqueles encontrados por Chieffi *et al.* (2007), o qual encontrou valores de resistência de união, superiores ao nosso estudo, utilizando pressão constante de 1,25MPa (98,1 N).

Em nosso estudo, houve predominância de falhas mistas, o que segundo Nakajima *et al.* (1995) pode ser explicado devido à grande variação no módulo de elasticidade da interface adesiva, que pode concentrar maior *stress* no topo da camada adesiva. Ghiggi (2008) também encontrou um predomínio de 100 % de falhas mistas para o grupo do cimento resinoso autoadesivo Rely X Unicem (com e sem aplicação de laser) durante ensaio de microtração. Na pesquisa de Stona (2011) a maioria das falhas foram do tipo mista para o cimento resinoso convencional RelyX ARC. Para os cimentos resinosos autoadesivos RelyX Unicem e Maxcem Elite (ambos sem aplicação prévia de ácido poliacrílico), contudo, houve a ocorrência de falhas adesivas, sendo que a maioria foi falha mista. O RelyX Unicem com ácido poliacrílico e o Maxcem Elite com ácido poliacrílico tiveram 100% de falhas mistas.

Um aumento de porosidade na camada de cimento resinoso remanescente foi observado quando usada uma carga de cimentação de 10 N em ambos os grupos. De Munck *et al.* (2004) relataram em seu estudo que as porosidades acontecem devido a uma baixa pressão de cimentação (1Kg). Os autores recomendaram a utilização de maior pressão durante a cimentação, prevenindo assim, bolhas na interface e uma melhor adaptação do cimento às paredes cavitárias.

Para Goracci *et al.* (2006) o tipo de cimento, a pressão de cimentação e a interação desses dois fatores influenciam significativamente a resistência de união à dentina. A sua pesquisa revelou que Rely X Unicem e Panavia F 2.0 foram significativamente melhores frente ao aumento da pressão de cimentação. O tipo de cimento foi um fator relevante para a união; em esmalte o cimento Panavia F 2.0 ofereceu a maior resistência de união à microtração e o cimento Maxcem a menor. A resistência de união melhora quando a força de cimentação exercida pelos dedos é mantida constante durante o período de cura inicial do cimento utilizado.

Tendo em vista a relevância clínica deste estudo, pode-se afirmar que os cimentos resinosos autoadesivos apresentam resultados promissores. Estudos futuros poderiam ter como foco o desenvolvimento de dispositivos de controle de pressão de cimentação intra oralmente, como forma de padronizar os procedimentos de cimentação adesiva, visto que o presente estudo demonstrou haver diferença quando a pressão de cimentação varia.

9 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, dentro das limitações de um estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

1. A pressão de cimentação de 30 N apresenta os maiores valores de resistência de união;
2. As falhas foram predominantemente mistas para ambos os grupos;
3. O cimento resinoso Rely X ARC e Rely X U100 sofrem influência na resistência de união quando sob diferentes cargas de cimentação;
4. O cimento resinoso Rely X ARC permitiu formação de uma camada híbrida espessa e com vários *tags* de resina.

REFERÊNCIAS

- ANUSAVICE, K. **Phillips' Materiais Dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 1996.
- BETAMAR, N.; CARDEW, G.; VAN NOORT, R. Influence of specimen designs on the microtensile bond strength to dentin. **The Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, Surrey, v.9, n.2, p.159-168, Apr. 2007.
- BLACK, S; AMOORE, J. N. Measurement of forces applied during the clinical cementation of dental crowns. **Physiological measurement**, Bristol, UK, v. 14, n. 3, p. 387-92, Aug. 1993.
- BORGES, G. A. et al. Extrusion shear strength between an alumina-based ceramic and three different cements. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo, v. 98, n. 3, p. 208-215, Sep. 2007.
- CAPA, N. et al. Shear Shear bond strength of luting agents to fixed prosthodontic restorative core materials. **Australian Dental Journal**, Sydney, v.54, p.334-340, 2009.
- CARREIRO, A. da F. P.; CRUZ, C. A. dos S.; VERGANI, C. E. Hardness and compressive strength of indirect composite resins: effects of immersion in distilled water. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 31, n. 11, p. 1085-1089, Nov. 2011.
- CHAVES, C. de A. L. et al . Bond strength durability of self-etching adhesives and resin cements to dentin. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 17, n. 3, June 2009.
- CHIEFFI, N. et al. Effect of the seating pressure on the adhesive bonding of indirect restorations. **American Journal of Dentistry**, [San Antonio, TX], v. 19, n. 6, 333-336, Dec. 2006.
- _____. The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 23, n. 2, p. 159-164, Feb. 2007.
- D'ARCANGELO, C. et al. The influence of luting systems on the microtensile bond strength of dentin to indirect resin-based composite and ceramic restorations. **Operative Dentistry**, Seattle, v.34, n.3, p. 328-336, May/June. 2009.
- DE MUNCK, J. et al. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 20, n. 10, p. 963-971, Dec. 2004.
- DUARTE, S. J. et al. Microtensile bond strengths and scanning electron microscopic evaluation of self-adhesive and self-etch resin cements to intact and etched enamel. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis, Mo, v. 100, n. 3, p. 203-210, Sept. 2008.

EL-MOWAFY, O.; BROCHU, J. F. Longevity and clinical performance of IPS-Empress ceramic restorations: a literature review. **Journal of the Canadian Dental Association**, Ottawa, Ont., v. 68, n. 4, p. 233-237, Apr. 2002.

ESPERTISE 3M ESPE. **Expertise RelyX™ Unicem**: technical data sheet. Seefeld, Germany, 2011. Disponível em: <<http://multimedia.mmm.com/mws/mediawebserver.dyn?6666660Zjcf6IVs6EVs666iFPCOrrrrQ>>. Acesso em: 10 jan. 2012.

FABIANELLI, A. et al. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. **The Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, Surrey, v. 8, n. 6, p. 427-431, Dec. 2006.

FERRACANE, J. L.; STANSBURY, J. W.; BURKE, F.J.T. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. **Journal of Oral Rehabilitation**, Oxford, v. 38, n. 4, p. 295-314, Apr. 2011.

GHIGGI, P. C. **Influência do laser de Nd:YAG na resistência de união de materiais resinosos a dentina**. 2008. Dissertação (Mestrado em Odontologia)-Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre (RS), 2008.

GOLDMAN, M.; LAOSONTHORN, P.; WHITE, R. R. Microleakage: full crowns and the dental pulp. **Journal of Endodontics**, Chicago, v. 18, n. 10, p. 473-475, Oct. 1992.

GORACCI, C. et al. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. **The Journal of Adhesive Dentistry**, New Malden, Surrey, v. 8, n. 5, p. 327-335, Oct. 2006.

GUARDA, G. B. et al. Luting glass ceramic restorations using a self-adhesive resin cement under different dentin conditions. **Journal of Applied Oral Science**, Bauru, v. 18, n. 3, p. 244-248, June 2010.

HOOSHMAND, T.; MAHMOODI, N.; KESHVAD, A. Microhardness of a resin cement polymerized by light-emitting diode and halogen lights through ceramic. **Journal of Prosthodontics**, Philadelphia, PA, v. 18, n. 5, p. 411-416, July 2009.

MINAMI, H. et al. Effect of fiber-premixed indirect resin composite substructure on fracture resistance of MOD composite inlays adhered with two different adhesive resin cements. **Dental Materials Journal**, Tokyo-to, v. 28, n. 5, p. 565-570, Sept. 2009.

MONTICELLI, F. et al. Limited decalcification/diffusion of self-adhesive cements into dentin. **Journal of Dental Research**, Chicago, v.87, n.10, p.974-979, Oct. 2008.

NAKAJIMA, M. et al. Tensile bond strength and SEM evaluation of caries-affected dentin using dentin adhesives. **Journal of Dental Research**, Chicago, v.74, n.10, p.1679-1688, Oct. 1995.

NAKAMURA, T. et al. Changes in translucency and color of particulate filler composite resins. **The International Journal Of Prosthodontics**, Lombard, Ill., v. 15, n. 5, p. 494-499, Sept./Oct. 2002.

PAVAN, S. et al. The effect of dentin pretreatment on the microtensile bond strength of self-adhesive resin cements. **The Journal Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v.104, n. 4, p. 258-264, Oct. 2010.

PIEMJAI, M. Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. **The International Journal Of Prosthodontics**, Lombard, Ill., v. 14, n. 5, p. 412-416, Sept./Oct. 2001.

SANO, H. et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength: evaluation of a micro-tensile bond test. **Dental Materials**, Copenhagen, v. 10, n. 4, p. 236-240, July 1994.

SANTOS, M. J.; BEZERRA, R. B. Fracture resistance of maxillary premolars restored with direct and indirect adhesive techniques. **Journal of the Canadian Dental Association**, Ottawa, Ont., v. 71, n. 8, p. 585, Sept. 2005.

SHEPHERD, W. B.; LEINFELDER, K. F.; HERSHEY, H. G. The effect of mixing method, slab temperature, and humidity on the properties of zinc phosphate and zinc silicophosphate cement. **The Angle Orthodontist**, Appleton, Wis., v. 48, n. 3, p. 219-226, July 1978.

SMITH, B. G. The effect of the surface roughness of prepared dentin on the retention of castings. **The Journal Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 23, n. 2, p. 187-197, Feb. 1970.

STAPPERT, C. et al. All-ceramic partial coverage restorations on natural molars. Masticatory fatigue loading and fracture resistance. **American Journal of Dentistry**, [San Antonio, TX], v. 20, n. 1, p. 21-26, Feb. 2007.

STONA, Priscila. **Influência do ácido poliacrílico na interface e resistência de união de cimentos resinosos autoadesivos à dentina**. 2011. Dissertação (Mestrado em Odontologia)-Faculdade de Odontologia, Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2011.

SUZUKI, S. et al. In vitro wear of indirect composite restoratives. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 88, n. 4, p. 431-436, Oct. 2002.

TJAN, A. H.; DUNN, J.R.; GRANT, B. E. Marginal leakage of cast gold crowns luted with an adhesive resin cement. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 67, n. 1, p. 11-15, Jan. 1992.

TUNTIPRAWON, M. Effect of tooth surface roughness on marginal seating and retention of complete metal crowns. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 81, n. 2, p. 142-147, Feb. 1999.

TONIAL, D. et al. Effect of conditioner on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. **Stomatologija**., Kaunas, Lithuania, v.12, n.3, p. 73-79, Oct. 2010.

VIOTTI, R. G. et al. Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. **The Journal of Prosthetic dentistry**, St. Louis Mo, v.102, n.5, p. 306-312, Nov. 2009.

WHITE, S. N.; KIPNIS, V. Effect of adhesive luting agents on the marginal seating of cast restorations. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 69, n. 1, p. 28-31, Jan. 1993.

WHITE, S. N.; YU, Z. Film thickness of new adhesive luting agents. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 67, n. 6, p. 782-785, June 1992a

_____. The effect of adhesive luting agent-dentinal surface interactions on film thickness. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, St. Louis Mo, v. 68, n. 1, p. 49-52, Jul. 1992b.

ZORTUK, M. et al. Effects of Finger Pressure Applied By Dentists during Cementation of All-Ceramic Crowns. **European Journal of Dentistry**, Ankara, v. 4, n. 4, p. 383-388, Oct. 2010.

ANEXO A – AUTORES

Influência de diferentes cargas de cimentação na resistência de união de cimentos resinosos à dentina.

TAMARA PALUDO, DDS

Master of Science Student – Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

HELEN CRISTINA VIEIRA DA ROSA, DDS

Master of Science Student – RestorativeDentistry

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

PATRÍCIA ALVES SCHEID, DDS, MsC

Doctor of Science Student – Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

LUCIANA BORGES RETAMOSO, DDS, MsC

Doctor - Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

EDUARDO GONCALVES MOTA, DDS, MsC, PhD

Senior Professor, GraduateDentistryProgram, RestorativeDentistry

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

ANA MARIA SPOHR, DDS, MsC, PhD

Senior Professor, GraduateDentistryProgram, RestorativeDentistry

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

LUCIANA MAYUMI HIRAKATA, DDS, MsC, PhD

Senior Professor, Graduate Dentistry Program, Restorative Dentistry

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

HUGO MITSUO SILVA OSHIMA, DDS, MsC, PhD

Senior Professor, Graduate Dentistry Program, Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

CORRESPONDING AUTHOR

Prof. Dr. Hugo Oshima

Graduate Dentistry Program, Dental Materials, PUCRS

Av. Loureiro da Silva, 2001/409

90050-240–Porto Alegre - RS - Brazil

FAX 55 51 3224 1703

PHONE 55 51 3212 7108

email: hoshima@terra.com.br

ANEXO B - Artigo submetido**An inadequate seating during cementation can decrease the bond strength of resin cement to dentin**

TAMARA PALUDO, DDS

Master of Science Student – Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

HELEN CRISTINA VIEIRA DA ROSA, DDS

Master of Science Student – Restorative Dentistry

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

PATRÍCIA ALVES SCHEID, DDS, MsC

Doctor of Science Student – Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

LUCIANA BORGES RETAMOSO, DDS, MsC

Doctor - Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

LUCIANA MAYUMI HIRAKATA, DDS, MsC, PhD

Senior Professor, Graduate Dentistry Program, Restorative Dentistry

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

HUGO MITSUO SILVA OSHIMA, DDS, MsC, PhD

Senior Professor, Graduate Dentistry Program, Dental Materials

Av. Ipiranga 6681, Porto Alegre, Rio Grande do Sul, Brazil.

Pontifical Catholic University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

CORRESPONDING AUTHOR

Prof. Dr. Hugo Mitsuo Silva Oshima

Graduate Dentistry Program, Dental Materials, PUCRS

Av. Loureiro da Silva, 2001/409

90050-240–Porto Alegre - RS - Brazil

FAX 55 51 3224 1703

PHONE 55 51 3212 7108

email: hoshima@terra.com.br

Key-words: Microtensile Bond strength. Cementation. Resinas compostas.

ABSTRACT

Purpose: This study evaluated the microtensile bond strength of conventional (CRC) and self-adhesive resin cement (SARC) after different seating forces applied during cementation.

Methods: Forty-two caries-free molars were cut to exposure flat coronal dentin surfaces and divided into 2 groups (n=21): CRC and SARC. Both cements were manipulated according to the manufacturer's instructions, placed in blocks of nanoparticle composite resin (Filtek Z 350 XT, 3M ESPE) and maintained under 10N, 30N or 60N static load for 2 minutes. Specimens were light cured for a total of 80 seconds. The specimens were stored in water at 37°C for 24 hours. Resin-dentin rectangular sticks were obtained. Sticks (n=15) were subjected to a microtensile bond strength testing at a crosshead speed of 0.5mm/min. Data were subjected to Analysis of Variance and Tukey's test ($p<0.05$).

Results: The seating force of 30 N showed the best mean of the microtensile bond strength of the both resin cements. 10N and 60N resulted in the lowest values. All groups presented predominant of mixed failure. The results suggest that different seating force applied during cementation can interfere on the bond strength of resin cements.

INTRODUCTION

The cementation play essential role in the success of indirect restorations. The inadequate cementation technique or cement type can result in microleakage and, consequently decrease in durability of indirect restorations.¹

In the last years, the use of indirect esthetic restorative materials, such as porcelain and ceromers is increasingly adopted clinically, resulting in the use of resin cement. Conventional resin cements are bonded to dentin through adhesive systems. They create adhesion on acid-etched dentinal surfaces and resin infiltration into the conditioned substrates.² Self-adhesive resin cements simplify the cementation procedure because promote simultaneous demineralization and penetration without the need for etching and bonding.³ This type of cement has advantages, such as adhesion to substrate,⁴ compatibility with adhesive system and silanes, low solubility in oral fluid,⁵ easy manipulation⁶ and appropriate esthetic.⁷

The successful of cementation technique is association to pressure applied during the procedure. An inadequate pressure can affect retention, resistance and marginal adaption of indirect restorations.^{8,9} Proper pressure applied during cementation improves the adaptation between adhesive system and substrate, optimizing the physical interactions, such as van der Waals forces, hydrogen bridges and charges tranfers.⁹ According to Piemjai et al⁸ 2001, the better marginal adaptation is obtained by high pressure during cementation, about 300 N. However, Zortuk et al¹ compared finger pressure applied during cementation by different dentists and they obtained ranged from 12 to 67N.

The aim of this in vitro study was to evaluate the microtensile bond strength of indirect restorations cemented to dentin using different seating forces. The null hypothesis was that seating forces do not alter the bond strength of self-adhesive and etch-and-rinse luting system.

METHODS AND MATERIALS

Specimen preparation

Forty two caries-free human molars were stored at 4°C in 0.5% chloramines T solution for 48 hours. All teeth were cut perpendicularly to the long axis at

approximately 3 mm from the cemento-enamel junction with a low-speed diamond saw (Labcut 1010, EXTEC Corp., CA, USA). The teeth were embedded in autopolymerized acrylic resin (Jet Clássico, São Paulo, Brazil) up to 2 mm apical to the cemento-enamel junction. Flat coronal dentin surfaces were exposed with 600-grit SiC paper under tap water to create a standardized smear layer.

Blocks of nanoparticle composite resin (Filtek Supreme XT, 3M ESPE, MN, USA) (10mm diameter and 4mm-thick) were build-up into a silicone mold according to manufacturer's instructions. Composite bonding surfaces were airborne-particle abraded with 50- μm aluminum oxide particles (Bioart, São Paulo, SP, Brazil) for 10 seconds and blocks were ultrasonically cleaned (Odontobras, São Paulo, SP, Brazil) in distilled water for 10 minutes.

Group division

The teeth were randomly divided into 2 groups (n= 21) according to cement: CRC - conventional resin cement (Rely X ARC, 3M ESPE, MN, USA) and SARC - self-adhesive resin cement (Rely X U100, 3M ESPE, MN, USA).

In CRC group, dentin surfaces were first etched for 15 seconds with a 37% phosphoric acid gel (Super Etch, SDI, Bayswater, AU) and were then thoroughly washed using a water spray for at least 15 seconds. The excess water was blot-dried from the dentin surface with an absorbent paper, leaving the surface visibly moist. The Single Bond adhesive system (Adper Single Bond2, 3M ESPE, MN, USA) was applied in dentin with disposable applicator (Microbrush Corp., Wisconsin, USA) and light cured for 10 seconds with halogen light curing unit (XL 3000, 3M ESPE, USA). The cement was manipulated, placed on the bonding surface of composite resin blocks and luted to dentin. The specimens were divided into 3 groups according to seating forces (10, 30 and 60 N). The specimens were maintained under a static load for 2 minutes, and the excess cement was removed with a disposable applicator (Microbrush). Each side was polymerized for 20 seconds, making a total of 80 seconds with halogen light curing unit (XL 3000, 3M ESPE, USA). The light tip output (600 mW/cm^2) emitted by a halogen light was measured by a digital curing radiometer (Demetron, Danbury, Conn) for every 3 specimens.

In SARC group, the luting agent was mixed for 10 seconds according to the manufacturer's instructions, placed on the bonding surface of composite resin blocks and luted to dentin. The specimens were maintained under a static load for 2

minutes, and the excess cement was removed with a disposable applicator (Microbrush). Each aspect was light-cured for 20 seconds, i.e., a total of 80 seconds with halogen light curing unit (XL 3000, 3M ESPE, USA). Light output (600 mW/cm^2) was measured using a digital cure radiometer (Demetron, Danbury, Conn) after every 3 specimens.

Group division was summarized in Table 1.

*According to the manufacturer

Materials	Description	Composition*	Lot
Rely X™ U100	Self-adhesive resin cement	Powder: particles of glass, silica, calcium hydroxide, pigments, chemical and by light polymerization initiators. Liquid: phosphoric ester methacrylate, dimethacrylate, acetate, initiator, stabilizer.	394688
Rely X™ ARC	Conventional resin cement	Bis-GMA, TEGDMA, dimethacrylate polymer, zirconia, silica.	N261C52
Filtek™ Z350 XT Universal restorer	Composite resin	The payload contains a combination of loads non-agglomerated silica nanoparticles/ non-aggregated of 20 nm and nano-clusters of zirconia/ silica, free linked clusters, consisting of agglomerated of primary particles of zirconia/ silica with loads of size between 5-20 nm. The cluster particle size range is 0.6 to 1.4 microns. The load percentage is 78.5% weight.	1029900455

Abbreviations – Bis-GMA: bis-phenol A diglycidylmethacrylate; TEGDMA: Triethyleneglycol dimethacrylate.

Microtensile bond strength testing

Thirty teeth were stored in water at 37°C for 24 hours and then longitudinally sectioned in the “x” and “y” directions perpendicular to the bonded interface to

produce rectangular bonded sticks at the cross-sectional area at approximately 0.9 mm². Five sticks were obtained from each specimen.

Each stick was attached individually to a universal testing machine (EMIC DL2000, São José dos Campos, PR, Brazil) with cyanoacrylate adhesive (Super Bonder, Loctite, São Bernardo do Campo, SP, Brazil) and subjected to tensile stress at a crosshead speed 0.5mm/min. Microtensile bond strengths were calculated in MPa after measurement of the cross-sectional area at the site of fracture, according to the following formula: $MPa=N/mm^2$.

Scanning electron microscopic analysis

After microtensile bond strength test, debonded specimens were mounted on aluminum stubs, left to dry for 7 days and sputter-coated with gold. Then, the fracture was observed under SEM (Phillips, Germany) (150x to 1000x magnification). Failure mode at the fractured interface was classified into: cohesive failure (dentin), adhesive failure (between cement and dentin), and mixed (more than one type of failure).

Hybrid Layer analysis

Two specimens of each group were sectioned perpendicularly through the resin-dentin interface using a slow-speed diamond saw under copious water. Each of the cross sections was dry at room temperature for 24 hours, polished along the cut surface with a series of wet silicon carbide disks (#600, 800, 100, 1200) and rinsed under water. The sections were treated with 37% orthophosphoric acid for 5 seconds, rinsed with water and treated with 5%NaOCl for 10 minutes.

Negative molds were produced using addition silicone (Express, 3M ESPE, MN, USA) and positive replicas were made with Epoxi resin (Epóxi, Redelease, São Paulo, SP, Brazil). Replicas were cleaned in an ultrasonic bath for 10 minutes and metalized and electron micrographs using a scanning electron microscopic (SEM, Phillips, Germany) at 2000x.

Statistical analysis

Data were processed using statistical package software (SPSS 15.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA). To verify normality and homogeneity, Shapiro-Wilk and Levene tests were used, respectively, with significance level of 5%.

With normal and homogeneous variables, two-way ANOVA (fixed factors: type of cement and seating force) and Tukey HSD tests were performed to identify intergroup differences, with a significance level of 5%.

RESULTS

Mean and standard deviations of microtensile bond strength values (MPa) are shown in Table 2.

Table 2: Description of results

Load	N	Average* (MPa)	Standard deviation
GROUP 1 – 10N	15	9,36 b	5,08
GROUP 1 – 30N	15	15,33 a	2,75
GROUP 1 – 60N	15	7,84 b	2,49
GROUP 2 – 10N	15	9,47 b	4,07
GROUP 2 – 30N	15	17,27 a	5,33
GROUP 2 - 60N	15	7,34 b	2,64

*Different letters mean statistic difference (ANOVA/ Tukey HSD) with $\alpha = 0.05$

Two-way ANOVA revealed no significant difference of the type of cement ($p > 0.05$). However, there is influence of the seating forces ($p < 0.05$) applied for cementation. Intermediate seating force (30N) increased the microtensile bond strength values in both cements tested.

Table 3 presents the number of tested specimens per group and type of failure after the microtensile bond strength test.

Table 3: Distribution (%) of failure type in group 1 (one)

Group 1	Adhesive fail	Dentin cohesive fail	Composite cohesive fail	Mixed fail	Number of sticks
10 N	5,88%	17,64%	-	76,47%	15

30 N	20%	-	-	75%	15
60 N	-	23,52%	-	76,47%	15

Table 4: Distribution (%) of failure type in group 2 (two)

Group 1	Adhesive fail	Dentin cohesive fail	Composite cohesive fail	Mixed fail	Number of sticks
10 N	6,25%	18,75%	-	75%	15
30 N	20%	-	-	80%	15
60 N	10%	6,66%	-	83,33%	15

The hybrid layer test of CRC group demonstrated that an increased thickness of hybrid layer, with presence of long resin tags, exception when 60N was applied during cementation, where there was no hybrid layer (Figure 1). In contrast, the SARC group was not observed hybrid layer, with resin tags short or absent, exception when 10N was applied during cementation.

DISCUSSION

The null hypothesis was rejected, because the seating forces alter the microtensile bond strength of resin cement. Type of cement, seating force applied during cementation and interaction of these factors can influence the microtensile bond strength of resin cement to dentin.⁹

The true adhesion of self-adhesive resin cements to dentin remains controversial. Some studies^{10,11,12,13} indicated that self-adhesive resin cement presented lower microtensile bond strength than etch-and-rinse resin cement. Conventional resin cement may lead to a better demineralization of dentin, with smear layer removal, exposing a greater quantity of dentinal tubules and collagen fibers to resin infiltration, leading a thick hybrid layer and long resin tags (Figure 1). This fact would result an increase of bond strength.¹⁴ De Munck et al¹⁵ advocated that although pH of the self-adhesive resin cement is very low (< 2 during the first minute, data supplied by 3M ESPE), nearly no demineralization of the dentin surface

was observed. This occurs because cement present high viscosity and limited penetration to dentin.

On the other hand, some researches^{15,16} indicate that self-adhesive resin cements present similar bond strength to conventional resin cements. This fact can be explained by the time that material was light cured after application, i.e., an increase of time interaction of the cement with dentin can result in better demineralization of dentin and resin infiltration.¹⁵ In our study, the cement was maintained under a static load for 2 minutes and after light-cured demonstrated adequate adhesion to dentin.

Even though the SARC exhibited no authentic hybrid layer, without resin tags, it was able to promote reliable adhesion with the underlying dentin.¹⁶ It can be explain by chemical adhesion. According to the manufacturer (3M ESPE) the self-adhesive resin cement RelyX U100 presents a bonding mechanism similar to glass ionomer cement, i.e., there is exchange between the 4-MET acid funcional monomer of the polyacrylic acid and the hydroxyapatite.

10N 60 N seating forces demonstrated lower bond strength than 30N. RelyX U100 is high viscosity cement, with thixotropic properties.¹⁷ When low seating was applied during cementation, the thick and compact collagen mesh prevented the viscous cement from reaching the deeper unaffected dentin. Consequently, a weak layer of hydroxy-apatite-depleted collagen remained in between RelyX Unicem and unaffected dentin.¹⁵

So, 60N it can be considered a high seating force and can cause escape of the cement, decreasing cement thickness, which facilitated the failure of adhesion. In relation to pulp tissue reaction, the higher seating force during cementation can generate an increase of intracoronary hydraulic pressure¹⁸ and generate fluid movement to hybrid layer.¹⁹ So, the permeability remains a possible cause of bond strength reduction, especially in dual resin cements. This cements permanence longer setting times than light-cured resin cements and, in time, water can diffuse from the underlying bonded dentin across the polymerized hydrophilic adhesive layer via an osmotic gradient.¹⁸

The results of current study indicate that 30N is an ideal seating force. It can creates closer adaptation between cement and substrate, optimized the physical interactions, such as, van der Waals forces, hydrogen bridges and charges transfers.

According to Goracci et al⁹ this contributes to the micromechanics of retention and chemical bonding in the adhesion process.

Failure mode analysis revealed that for all groups there are predominance of mixed failures. We suggested that this observation can be attributed to time that the resin cements were maintained in contact with dentin before polymerization, resulting in better interaction with substrate.

The results suggested that bonding with self-adhesive resin cement under 30N static load is reliable. Nevertheless, it is not certain what constitutes a relevant force clinically. So, it is necessary further laboratory and clinical studies to evaluate this material. Thus, equipment could be developed to standard the seating force during cementation.

CONCLUSION

Within the limitation of this study, it can be concluded that conventional and self-adhesive resin cements present similar bond strength to dentin. Moreover, different seating force applied during cementation altered bond strength, with intermediary forces showed better results .

REFERENCES

1. Zortuk M, Bolpaca P, Kilic K, Ozdemir E & Aguloglu S (2010) Effects of Finger Pressure Applied By Dentists during Cementation of All-Ceramic Crowns. *European Journal of Denistry* **4(4)** 383-388.
2. De Angelis F, Minnoni A, Vitalone LM, Carluccio F, Vadini M, Paolantonio M & D'Arcangelo C (2011) Bond strength evaluation of three self-adhesive luting systems used for cementing composite and porcelain. *Operative Dentistry* **36(6)** 626-34.
3. Ibarra G, Johnson GH, Geurtsen W & Vargas MA (2007) Microleakage of porcelain veneer restorations bonded to enamel and dentin with a new self-adhesive resin-based dental cement. *Dental Materials* **23(2)** 218-25.
4. Piwowarczyk A, Lauer HC & Sorensen JA (2004) In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* **92(3)** 265-73.

5. Cekic-Nagas I & Ergun G (2011) Effect of different light curing methods on mechanical and physical properties of resin-cements polymerized through ceramic discs. *Journal Applied of Oral Science* **19(4)** 403-12.
6. Nicholson JW & McKenzie MA (1999) The properties of polymerizable luting cements *Journal of Oral Rehabilitation* **26(10)** 767-74.
7. Chang J, Da Silva JD, Sakai M, Kristiansen J & Ishikawa-Nagai S (2009) The optical effect of composite luting cement on all ceramic crowns. *Journal of Dentistry* **37(12)** 937-43.
8. Piemjai M (2001) Effect of seating force, margin design, and cement on marginal seal and retention of complete metal crowns. *Internatiol Journal of Prosthodontics* **14(5)** 412-6.
9. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR & Ferrari M (2006) Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *Journal of Adhesive Dentistry* **8(5)** 327-35.
10. Yang B, Ludwig K, Adelung R & Kern M (2006) Micro-tensile bond strength of three luting resins to human regional dentin. *Dental Materials* **22(1)** 45-56.
11. Viotti RG, Kasaz A, Pena CE, Alexandre RS, Arrais CA & Reis AF (2009) Microtensile bond strength of new self-adhesive luting agents and conventional multistep systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* **102(5)** 306-12.
12. Tonial D, Ghiggi PC, Lise AA, Burnett LH Jr, Oshima HM & Spohr AM (2010) Effect of conditioner on microtensile bond strength of self-adhesive resin cements to dentin. *Stomatologija* **12(3)** 73-9.
13. Kasaz AC, Pena CE, de Alexandre RS, Viotti RG, Santana VB, Arrais CA, Giannini M & Reis AF (2012) Effects of a Peripheral Enamel Margin on the Long-term Bond Strength and Nanoleakage of Composite/Dentin Interfaces Produced by Self-adhesive and Conventional Resin Cements. *Journal of Adhesive Dentistry* 11. doi: 10.3290/j.jad.a22517. [Epub ahead of print]
14. De Angelis F, Minnoni A, Vitalone LM, Carluccio F, Vadini M, Paolantonio M & D'Arcangelo C (2011) Bond strength evaluation of three self-adhesive

luting systems used for cementing composite and porcelain *Operative Dentistry* **36(6)** 626-34.

15. De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P & Van Meerbeek B (2004) Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin *Dental Materials* **20(10)** 963-971.
16. Vaz RR, Di Hipólito V, Perlatti D'Alpino PH & de Goes MF (2011) Bond Strength and Interfacial Micromorphology of Etch-and-Rinse and Self-Adhesive Resin Cements to Dentin *Journal of Prosthodontics* 1. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00794.x
17. Marocho SM, Ozcan M, Amaral R, Valandro LF, & Bottino MA (2012) Effect of seating forces on cement-ceramic adhesion in microtensile bond tests *Clinical Oral Investigations* Jan 13
18. Chieffi N, Chersoni S, Papacchini F, Vano M, Goracci C, Davidson CL, Tay FR & Ferrari M (2007) The effect of application sustained seating pressure on adhesive luting procedure. *Dental Materials* **23(2)** 159-64.
19. Chersoni S, Suppa P, Breschi L, Ferrari M, Tay FR, Pashley DH & Prati C (2004) Water movement in the hybrid layer after different dentin treatments *Dental Materials* **20(9)** 796-803.

ANEXO C - Carta de aceitação do Comitê de Ética em Pesquisa

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PRÓ-REITORIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

OF. CEP-1387/11

Porto Alegre, 16 de setembro de 2011.

Senhor Pesquisador,

O Comitê de Ética em Pesquisa da PUCRS apreciou e aprovou seu protocolo de pesquisa registro CEP 11/05569 intitulado **“Influência de diferentes cargas de cimentação na resistência de união de cimentos resinosos à dentina”**.

Salientamos que seu estudo pode ser iniciado a partir desta data.

Os relatórios parciais e final deverão ser encaminhados a este CEP.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Rodolfo Herberto Schneider
Coordenador do CEP-PUCRS

Ilmo. Sr.
Prof. Hugo Mitsuo Silva Oshima
FO
Nesta Universidade

PUCRS**Campus Central**

Av. Ipiranga, 6690 – 3º andar – CEP: 90610-000

Sala 314 – Fone Fax: (51) 3320-3345

E-mail: cep@pucrs.brwww.pucrs.br/prppg/cep

ANEXO D - Carta de submissão a revista The Journal of Adhesive Dentistry

Manuscript progress - Journal of Adhesive Dentistry

Page 1 of 1

**THE JOURNAL OF
ADHESIVE DENTISTRY**[Overview](#) | [Log out](#)**Progress Report
manuscript: 1549** [Help for this page](#)**Manuscript title:** An inadequate seating during cementation can decrease the bond strength of resin cement to dentin**Manuscript type:** Original Article**All Authors:** Tamara Paludo, Hugo Mitsuo Silva Oshima, Patricia Alves Scheid, Luciana Borges**Retamoso,** Luciana Mayumi Hirakata, Helen Cristina Vieira da Rosa,**Keywords:** Microtensile Bond strength. Resin cement. Seating pressure.**Download/view manuscript**
Pdf manuscript file not yet uploaded
by the editorial office**Status:** New Submission**Submission number:** 1**Date Received:** 2012-01-21**Weeks under review:** 0.3**Requests sent:** 0**Reviewers agreed:** 0**Reviews completed:** 0Copyright © 2003-2011 Ektimo I/S All rights reserved | [Privacy policy](#) | [Contact support](#) | [Top of page](#)

ANEXO E - Normas da Revista The Journal of Adhesive Dentistry

The Journal of Adhesive Dentistry GUIDELINES FOR AUTHORS

The *Journal of Adhesive Dentistry* is a bi-monthly journal that publishes scientifically sound articles of interest to practitioners and researchers in the field of adhesion to hard and soft dental tissues. The Journal publishes several types of peer-reviewed original articles:

- 1. Clinical and basic science research reports** – based on original research in adhesive dentistry and related topics.
- 2. Reviews topics** – on topics related to adhesive dentistry
- 3. Short communications** – of original research in adhesive dentistry and related topics. Max. 2 printed pages, including figures and references. High priority will be given to the review of these papers to speed publication.
- 4a. Invited focus articles** – presenting a position or hypothesis on a basic science or clinical subject of relevant related topics. These articles are not intended for the presentation of original results, and the authors of the articles are selected by the Editorial Board.
- 4b. Invited commentaries** – critiquing a focus article by addressing the strong and weak points of the focus article. These are selected by the Editorial Board in consultation with the focus article author, and the focus article and the commentaries on it are published in sequence in the same issue of the Journal.
- 5. Invited guest editorials** – may periodically be solicited by the Editorial Board.
- 6. Proceedings of symposia, workshops, or conferences** – covering topics of relevance to adhesive dentistry and related topics.
- 7. Letters to the Editor** – may be submitted to the editor-in-chief; these should normally be no more than 500 words in length.

SUBMISSION INSTRUCTIONS

Submission of manuscripts in order of preference:

1. Submission via online submission service (www.manuscriptmanager.com/jadd). Manuscript texts should be uploaded as PC-word files with tables and figures preferably embedded within the PC-word document. A broad range of file formats are acceptable. No paper version required but high resolution photographs or illustrations should be sent to the editorial office (see below). Online submissions are automatically uploaded into the editorial office's reviewer assignment schedule and are therefore processed immediately upon upload.
2. Submission via e-mail as a PC-word document (richter@quintessenz.de). Illustrations can be attached in any format that can be opened using Adobe Photoshop, (TIF, GIF, JPG, PSD, EPS etc.) or as Microsoft PowerPoint Documents (ppt). No paper version required but high resolution photographs or illustrations should be sent to the editorial office.
3. One paper copy of the manuscript plus a floppy diskette or CD-ROM (mandatory) containing a PC-word file of the manuscript text, tables and legends. Figures should be included on the disk if possible in any format that can be opened using Adobe Photoshop, (Tif, Gif, Jpg, Psd, Eps etc.) or as a Microsoft PowerPoint Document (ppt)

Mailing address:

Quintessenz Verlags-GmbH, Juliane Richter
The Journal of Adhesive Dentistry,
Korturstr. 18, D-12099 Berlin, Germany

Illustrations that cannot be sent electronically will be scanned at the editorial office so that they can be sent to reviewers via e-mail along with the

manuscript to expedite the evaluation process. Resubmitted manuscripts should also be submitted in the above manner. Please note that supplying electronic versions of your tables and illustrations upon resubmission will assure a faster publication time if the manuscript is accepted.

Review/editing of manuscripts. Manuscripts will be reviewed by the editor-in-chief, and at least two reviewers with expertise within the scope of the article. The publisher reserves the right to edit accepted manuscripts to fit the space available and to ensure conciseness, clarity, and stylistic consistency, subject to the author's final approval. **Adherence to guidelines.** Manuscripts that are not prepared in accordance with these guidelines will be returned to the author before review.

MANUSCRIPT PREPARATION

- The Journal will follow as much as possible the recommendations of the International Committee of Medical Journal Editors (Vancouver Group) in regard to preparation of manuscripts and authorship (Uniform requirements for manuscripts submitted to biomedical journals. *Ann Intern Med* 1997;126: 36-47).
- **Title page.** The first page should include the title of the article (descriptive but as concise as possible) and the name, degrees, title, professional affiliation, and full address of all authors. Phone, fax, and e-mail address must also be provided for the corresponding author, who will be assumed to be the first-listed author unless otherwise noted. If the paper was presented before an organized group, the name of the organization, location, and date should be included.
- **3-B keywords.**
- **Structured abstract.** Include a maximum 250-word structured abstract (with headings Purpose, Materials and Methods, Results, Conclusion).
- **Introduction.** Summarize the rationale and purpose of the study, giving only pertinent references. Clearly state the working hypothesis.
- **Materials and Methods.** Present materials and methods in sufficient detail to allow confirmation of the observations. Published methods should be referenced and discussed only briefly, unless modifications have been made. Indicate the statistical methods used, if applicable.
- **Results.** Present results in a logical sequence in the text, tables, and illustrations. Do not repeat in the text all the data in the tables or illustrations; emphasize only important observations.
- **Discussion.** Emphasize the new and important aspects of the study and the conclusions that follow from them. Do not repeat in detail data or other material given in the Introduction or Results section. Relate observations to other relevant studies and point out the implications of the findings and their limitations.
- **Acknowledgments.** Acknowledge persons who have made substantive contributions to the study. Specify grant or other financial support, citing the name of the supporting organization and grant number.
- **Abbreviations.** The full term for which an abbreviation stands should precede its first use in the text unless it is a standard unit of measurement.
- **Trade names.** Generic terms are to be used whenever possible, but trade names and manufacturer should be included parenthetically at first mention.
- **Clinical Relevance.** Please include a very brief (2 sentences or 3 lines) clinical relevance statement.

REFERENCES

- **All references must be cited** in the text, according to the alphabetical and numerical reference list.
- **The reference list** should appear at the end of the article, in alphabetical and numerical sequence.
- **Do not include unpublished data** or personal communications in the reference list. Cite such references parenthetically in the text and include a date.
- **Avoid using abstracts** as references.
- **Provide complete information** for each reference, including names of all authors. If the reference is part of

a book, also include title of the chapter and names of the book's editor(s).

Journal reference style:

1. Turp JC, Kowalski CJ, Stohler CS. Treatment-seeking patterns of facial pain patients: Many possibilities, limited satisfaction. *J Orofacial Pain* 1998;12:61-66

Book reference style:

1. Hannam AG, Langenbach GEJ, Peck CC. Computer simulations of jaw biomechanics. In: McNeill C (ed). *Science and Practice of Occlusion*. Chicago: Quintessence, 1997:187-194.

ILLUSTRATIONS

- All illustrations must be numbered and cited in the text in order of appearance.

Paper version

- The figure number and first author's last name should be indicated on the back of each photograph or on the mount of each slide. Also indicate the top edge lightly in pencil.
- **Do not mark author's name on duplicates!**
- Do not bend, fold, or use paper clips. Do not mount slides in glass.
- For protection against damage or loss, authors should retain duplicate slides and illustrations.
- All illustrations are returned after publication.
- Original artwork must be provided with original submission.

Black & white—Submit three sets of high-quality glossy prints. Should the quality prove inadequate, negatives will be requested as well. Photographs should be unmounted and untrimmed.

Radiographs—Submit the original radiograph as well as two sets of prints.

Color—Original slides (35 mm transparencies) must be submitted, plus two sets of prints made from them. When instruments and appliances are photographed, a neutral background is best; structured fabrics are unsuitable.

Line drawings—Figures, charts, and graphs should be professionally drawn and lettered large enough to be read after reduction. Good-quality computer-generated laser prints are acceptable (no photocopies); also provide electronic file if possible. Lines within graphs should be of a single weight unless special emphasis is needed.

Legends—Figure legends should be grouped on a separate sheet and typed double-spaced.

TABLES

- Each table should be logically organized, on a separate sheet, and numbered consecutively.
- The title and footnotes should be typed on the same sheet as the table.

MANDATORY SUBMISSION FORM

The Mandatory Submission Form, signed by all authors, must accompany all submitted manuscripts before they can be reviewed for publication. Electronic submission; scan the signed form and submit as JPG or TIF file.

PERMISSIONS & WAIVERS

- Permission of author and publisher must be obtained for the direct use of material (text, photos, drawings) under copyright that does not belong to the author.
- Waivers must be obtained for photographs showing persons. When such waivers are not supplied, faces will be masked to prevent identification. For clinical studies the approval of the ethics committee must be presented.

PAGE CHARGE

The first 8 printed pages in an article are free of charge. For excess pages, the charge is €140 per printed page. The approximate number of characters on a printed page is approximately 6,800. Please also consider the number and size of illustrations.