

Após a confecção dos blocos de resina, os dentes ficaram armazenados em água destilada, em temperatura ambiente por vinte e quatro horas, para então serem submetidas ao corte.

4.4. Realização do corte das amostras

Após o período de armazenamento, os corpos de prova foram fixados em suporte de plástico com godiva de baixa fusão (Exata, DFL Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), e então os cortes para obtenção dos palitos foram feitos. Com auxílio de máquina de corte Isomet 1000 (Buehler Ltda. Lake Bluff, IL, USA) e disco de diamante (Buehler Ltda. Lake Bluff, IL, USA) em constante irrigação, foram feitos cortes paralelos ao longo do eixo dos dentes, como mostrado nas figuras 6 e 7, e cortes perpendiculares a estes, obtendo-se os palitos com área de adesão aproximada de $1,0 \text{ mm}^2$, e comprimento aproximado de 10 mm.

No grupo SB obteve-se 18 palitos, no grupo CL obteve-se 17 palitos e no grupo XE obteve-se 15 palitos. Os mesmos foram submetidos ao teste logo em seguida.



Figura 6: Corte perpendicular ao longo eixo do dente no sentido vestibulo-lingual



Figura 7: Corte paralelo ao longo eixo do dente

4.5. Realização do teste de microtração

Em seguida os corpos de prova foram retirados do aparato para corte com o auxílio de pinças, como mostra a figura 8 e então os palitos foram apreendidos e fixados pelas suas extremidades, utilizando um adesivo instantâneo (Superbond Gel – Henkel Loctite Adesivos Ltda – Itapevi – SP - Brasil), ao dispositivo de microtração; observou-se a posição da área de adesão, que deve ser perpendicular ao longo eixo da força de tração, como mostra a figura 9. A interface de união ficou centralizada entre as extremidades.



Figura 8: Configuração dos palitos

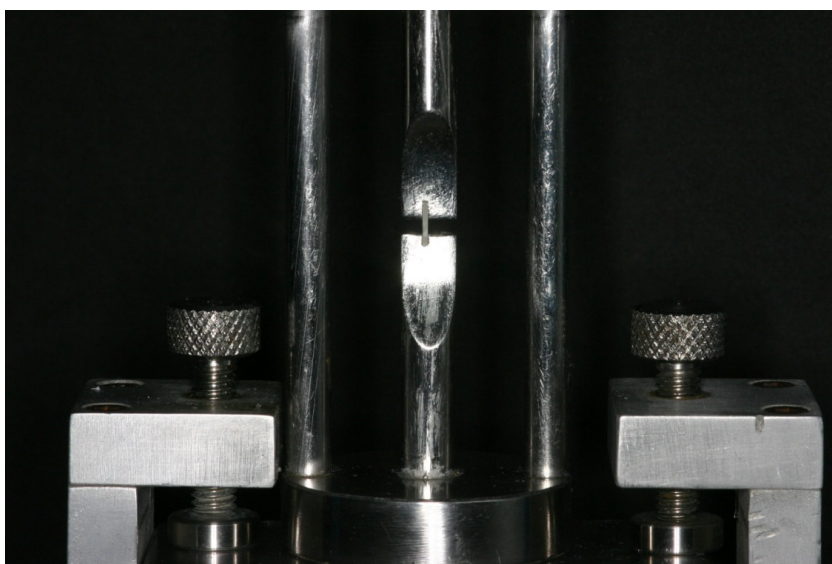


Figura 9: Aparato para teste mecânico de microtração

A Máquina de Ensaio Universal (EMIC DL 2000, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) foi utilizada, empregando-se uma velocidade de 0,5mm/min até ocorrer à ruptura; neste momento o movimento foi imediatamente cessado e os dados coletados para posterior análise. Os palitos fraturados foram removidos do aparato e medidos na região fraturada utilizando-se um paquímetro digital (Digimatic Caliper, Mitutoyo – Absolute). Os

valores de resistência adesiva, em MPa, foram obtidos a partir da carga de ruptura dividida pela área na linha de união de cada palito.

4.6. Análise estatística dos dados

Os resultados foram tabulados e então submetidos à análise inicial para detecção de distribuição normal e homogeneidade entre os valores obtidos. Os mesmos apresentaram resultados que possibilitou o emprego de análise paramétrica, por meio da Análise de Variância em nível de 5% de probabilidade. Como existiu diferença entre os grupos, foi empregado teste de comparação de médias, Teste de Tukey ($p < 0.05$) para definir entre quais grupos ocorreram diferenças significantes.

Tabela 1: Grupo SB

	SINGLE BOND			
Amostra	F (N)	medida 1	medida 2	Resist Adesiva
1	15N	0,97	1,21	12,78
2	9N	0,96	1,22	7,68
3	25N	0,96	0,89	29,26
4	23N	0,96	0,95	25,21
5	14N	0,95	1	14,73
6	27 N	0,95	1	28,42
7	12 N	0,94	0,99	12,89
8	25 N	1,15	1,09	19,94
9	15 N	1,12	0,99	13,52
10	7 N	1,04	0,87	7,73
11	25 N	1,15	1	21,73
12	23 N	0,92	1,04	24,03
13	9 N	0,99	1,09	8,34
14	4 N	1,09	0,95	3,86
15	23 N	1,08	1,03	20,67
16	8 N	1,08	0,97	7,63
17	15 N	1,04	0,97	14,86
18	21 N	1,14	1,08	17,05

Tabela 2: Grupo CL

CLEARFIL SE BOND				
Amostra	F (N)	medida 1	medida 2	Resist Adesiva
1	10 N	1,09	0,99	9,26
2	10 N	1,05	1,09	8,73
3	21 N	0,94	1	22,34
4	15 N	0,95	0,94	16,62
5	14 N	0,94	1,18	12,62
6	12 N	1	0,95	12,63
7	10 N	0,89	1,04	10,8
8	9 N	1,04	1,02	8,48
9	17 N	1,08	1,03	15,28
10	12 N	1,04	1	11,53
11	24 N	0,98	1,04	23,54
12	6 N	0,98	1,04	5,88
13	11 N	1,2	1,02	8,98
14	8 N	0,98	1,09	7,48
15	8 N	0,98	1,04	7,84
16	4 N	1,02	0,99	3,96
17	7 N	1	1,13	6,19

Tabela 3: Grupo XF

XENO III				
Amostra	F (N)	medida 1	medida 2	Resist Adesiva
1	11N	1,03	0,92	11,6
2	21 N	1,07	1,08	18,17
3	10 N	0,98	1,07	9,53
4	5 N	1,43	0,92	3,8
5	1 N	1,43	0,92	0,76
6	3 N	1,07	0,86	3,26
7	1 N	1,05	1,26	0,75
8	8N	1,28	0,97	6,44
9	12N	0,99	0,96	12,62
10	8N	1,39	0,91	6,32
11	22N	1,43	0,83	18,53
12	10N	0,98	0,99	10,3
13	21N	1,21	0,93	18,66
14	6N	1,37	1,04	4,21
15	7N	1,41	1,02	4,86

5. RESULTADOS

5. Resultados

As tabelas de análise de variância estão apresentadas a seguir:

Tabela 4: Análise de Variância

	N	média	Desvio padrão	Std. Error	95% intervalo de confiança		mínimo	máximo
					limite inferior	limite superior		
singlebond	18	16,1294	7,64348	1,80158	12,3284	19,9305	3,86	29,26
clearfil	17	11,3035	5,47543	1,32799	8,4883	14,1187	3,96	23,54
xeno	15	8,6540	6,19926	1,60064	5,2210	12,0870	,75	18,66
Total	50	12,2460	7,12999	1,00833	10,2197	14,2723	,75	29,26

Tabela 5: Análise de Variância

	Soma	df	média	F	Sig.
Entre grupos	480,098	2	240,049	5,611	,007
Dentro dos grupos	2010,904	47	42,785		
Total	2491,002	49			

As medidas de resistência adesiva com o desvio-padrão e as diferenças estatísticas são mostradas na tabela:

Tabela 6: Valores Médios de Resistência Adesiva (MPa) para os grupos testados

Grupos	Resistência	Desvio Padrão	Categoria Estatística
Single Bond	16,1294	7,64348	A
Clearfil SE Bond	11,3035	5,47543	AB
Xeno III	8,654	6,19926	B

Conforme se pode observar na tabela 6, letras semelhantes representam grupos estatisticamente semelhantes, enquanto letras diferentes representam grupos estatisticamente diferentes.

6. DISCUSSÃO

6. Discussão

Desde a introdução da técnica de condicionamento ácido, idealizada por Buonocore⁷, em 1955, ocorreram muitas mudanças na Odontologia. Os métodos mecânicos e retenção dos materiais restauradores da estrutura dentária, proposto por Black, no início do século, têm sido substituídos por métodos que conservem a estrutura dental.

Posteriormente, com a descoberta da resina composta, resultante dessas premissas, a Dentística Restauradora registrou expressivos avanços tecnológicos em busca do material restaurador ideal, que apresentasse melhores respostas de biocompatibilidade ao órgão dentário.

A resina composta, desenvolvida por Bowen⁶, que inicialmente era indicada somente para os dentes anteriores, passou a ser utilizada também para os dentes posteriores, viabilizando a busca da solução estética. A indicação só se tornou possível pela melhoria das propriedades físicas e químicas das resinas compostas e dos sistemas adesivos. No entanto, o uso das resinas compostas nos dentes posteriores apresenta limitações, tais como: infiltração marginal; baixa resistência ao desgaste quando comparada ao amálgama e a estrutura dental e; baixa resistência à tração e ao cisalhamento. No intuito de diminuir estes problemas, estudos são realizados rotineiramente na tentativa de minimizar os efeitos deletérios do processo de adesão.

O esmalte é um tecido calcificado, com alta porcentagem de matéria inorgânica, cerca de 89% do volume¹¹, a qual permite uma alta energia de superfície. A adesão na superfície intacta do esmalte pode não ser efetiva, haja vista, estar comprometida pela presença de placa bacteriana e camada orgânica associada à camada aprismática do esmalte além deste ser hipermineralizado e conter mais flúor²². A profilaxia da superfície a ser tratada como primeiro passo clínico para se obter uma adesão satisfatória é defendida por Kandelman²¹ *et al.*, porém outros autores¹⁷ indicam que tanto sob condições laboratoriais como clínicas, a película adquirida é totalmente removida por tratamento padrão de ataque ácido.

Na década de 60, Bowen⁶ analisou a molécula bifuncional ou agente de união com propriedades hidrófobas. Estes tiveram fraca força de adesão em dentina, e caracterizaram os primeiros sistemas adesivos⁵.

Devido aos baixos valores obtidos nos testes de resistência de união dos sistemas adesivos de primeira e segunda geração, surgiu uma nova categoria de agentes de união. Este novo sistema adesivo desenvolvido removia, substituía ou modificava a *smear layer*²⁹, além de possuir *primers* hidrófilos. A efetividade dos *primers* ocorre devido à presença de monômeros com propriedades hidrófilas¹¹, preparando a dentina para a penetração de agentes adesivos¹ e ainda monômeros com propriedades hidrófobas, que tem a finalidade de unir com a resina composta¹¹.

A utilização dos *primers* nos sistemas adesivos de terceira geração aumentou o processo de adesão, apresentando melhores resultados para a resistência de união.

Fusayama¹⁶ *et al.* em 1979, preconizaram o uso do condicionamento ácido total, buscando um aumento da força adesiva. O método de adesão consistia no condicionamento da superfície dentinária, promovendo a remoção de toda *smear layer* e do *smear plug*, expondo a rede de fibras colágenas da dentina intertubular²⁹.

Com o intuito de reduzir ou simplificar os procedimentos clínicos, foram introduzidos no mercado novos sistemas adesivos que preconizam o condicionamento ácido total, porém, formados por dois tipos de materiais adesivos: os sistemas de frasco único ou monocomponente (*one bottle*) e os de sistemas com *primers* autocondicionantes⁵.

Nos sistemas adesivos de frasco único, o *primer* e o adesivo dos sistemas anteriores pertencem a uma única solução, mantendo a concentração dos monômeros hidrófilos e hidrófobos, que infiltram a dentina condicionada em uma única etapa¹⁵. Os respectivos produtos vêm se destacando pela facilidade de uso e pela rapidez de aplicação, facilitando a conseqüente evolução dos sistemas adesivos, através da redução do número de etapas, durante o procedimento clínico⁴⁵.

Os sistemas adesivos de quarta geração se diferenciam dos demais por remover por completo a camada de *smear layer* com agentes ácidos fortes. Este tratamento na dentina tem como finalidade realizar a interpenetração no colágeno dentinário e a formação da camada híbrida¹². A camada híbrida forma uma união micromecânica¹.

Os sistemas adesivos de quarta geração são compostos de monômeros hidrófilos e hidrófobos, dissolvidos em solvente orgânico como acetona ou álcool (etanol). O monômero HEMA (*hydroxyethyl methacrylate*) é o componente principal da maioria dos sistemas. O mecanismo de ação, do sistema de frasco único, apresenta solventes orgânicos altamente voláteis, que perseguem a água e conduzem os monômeros para o contato com a parte orgânica do substrato, resultando num entrelaçamento micromecânico³⁴.

Preconizando a tendência de simplificação, surgiram os sistemas adesivos de uma única etapa ou sistemas autocondicionantes. Todavia, nenhum desses sistemas adesivos autocondicionantes apresentam todos os componentes em um único frasco. Atualmente, uma etapa corresponde a uma aplicação única de todos os componentes empregados, com uma mistura prévia dos mesmos³⁴, ou a aplicação de cada um separadamente sem mistura prévia. Entre algumas vantagens apresentadas por eles, pode-se destacar: a diminuição do tempo de trabalho¹⁹; a diminuição do número de etapas, onde somente uma única aplicação da solução é requerida para condicionar tanto a dentina quanto o esmalte simultaneamente, e também; não se faz necessária a etapa de lavagem^{40, 41}.

Os sistemas adesivos autocondicionantes apresentam como diferença peculiar, o tratamento do substrato por uma solução aquosa de *Phenyl-P* e HEMA¹². A utilização de *primers* acidificados possui a finalidade de obter uma integração da dentina com a resina, através da reação química ácido/base e registrando, como resultado, a formação de sais estáveis²³. E acrescentando, visa à interpenetração micromecânica no colágeno dentinário, sem remover a camada de *smear layer*, formando assim uma camada de integração dentina/resina, através de união micromecânica.

Certos resultados obtidos^{4, 23, 41} sugerem que os sistemas autocondicionantes estabelecem boa adesão à dentina, pela criação de uma camada híbrida fina. No entanto, a adesão ao esmalte deveria ser aperfeiçoada ou realizada com ácido fosfórico prévio^{22, 40}.

A adesão dos sistemas adesivos autocondicionantes sobre a superfície de esmalte, para a formação dos *tags*, ocorre através do pH²⁶. Porém, os resultados permitiram afirmar que os *tags* formados são rasos.

Os sistemas autocondicionantes apresentam união efetiva tanto para esmalte quanto para dentina, apesar da camada híbrida formada se apresentar com espessura menor do que as camadas criadas entre os sistemas adesivos de três e dois frascos e o tecido dentário^{40, 41}.

Os valores encontrados por Giannini¹⁸ *et al.* em esmalte utilizando sistema adesivo de frasco único foram $42,1 \pm 11,9$ MPa em esmalte perpendicular, e $11,5 \pm 4,7$ MPa em esmalte transversal. Para o teste em que a direção dos prismas é perpendicular à direção da força os valores de resistência adesiva foram maiores que os apresentados neste trabalho, porém se compararmos os valores obtidos em esmalte com direção dos prismas perpendicular, o mesmo esmalte vestibular utilizado na nossa pesquisa, obtivemos melhores resultados.

Em outro trabalho Pashley³² *et al.*, também obteve resultados diferentes estatisticamente quando comparou sistemas adesivos autocondicionantes e de frasco único, porém os sistemas autocondicionantes foram todos semelhantes, enquanto o sistema que utilizou condicionamento ácido foi diferente de todos, ou seja, maior.

Os resultados dos testes podem ser influenciados pelo tipo de metodologia empregada, tipo de composição do material usado na superfície de esmalte, local utilizado no dente, e do tipo de estrutura dentária. Alguns autores averiguaram que os resultados encontrados, em testes laboratoriais, comprovam uma grande variação, podendo ser resultante não somente das diferenças de propriedades dos materiais adesivos e das características do substrato, mas também, das diferenças de preparação das amostras⁴².

Anusavice¹ descreve a resistência de um material como sendo a tensão necessária para causar sua fratura. A resistência não é uma medida de atração ou repulsão individual de átomo para átomo, mas, uma medida das forças interatômicas coletivas em toda a estrutura estudada. Mas ainda, a resistência máxima poderá não ser necessariamente igual à tensão média real no instante da fratura, pois a área transversal original sofre alterações durante aplicação de cargas.

Os testes mecânicos empregados para verificar a resistência adesiva dos sistemas adesivos dentinários à estrutura dental são^{4, 43}: o teste de resistência ao cisalhamento e o teste de resistência à tração. Contudo, na década de 90, Sano³⁵ *et al.* preconizaram o teste de microtração, no qual se utilizaram corpos de prova com cortes seriados e secções com aproximadamente 0,7 mm de espessura. Este novo teste de resistência adesiva minimizou problemas *in vitro* e reduziu a quantidade de dentes extraídos, para a realização dos testes, tornando-se assim, de maior relevância clínica¹¹.

O teste de microtração demonstra a tendência de resultados mais elevados^{18, 34} e mais consistentes que o cisalhamento, bem como, maior mensuração da adesão²³, pois durante a realização do teste de cisalhamento, ocorre distribuição irregular das tensões que levam à fratura¹⁸.

O teste de resistência adesiva, pelo método de microtração, proporciona expressivas vantagens, como: melhor distribuição do stress quando comparada ao teste de cisalhamento; testes de diferentes regiões no mesmo dente; a mensuração dos valores da adesão na interface; a capacidade de mensuração da força de adesão regional e; o uso de um único dente para se obter várias interfaces adesivas³¹. Sob a mesma ótica, outros autores adicionam que este tipo de teste propicia ainda; a avaliação em superfícies irregulares e em pequenas áreas, a utilização de diferentes substratos, como dentina esclerótica, dentina de dentes decíduos e dentina afetada por cárie²³.

Na metodologia para a confecção dos palitos, estes não foram desgastados na interface adesiva, com a forma de ampulheta; de acordo com

o trabalho proposto por Sano³⁵ *et al.*, no qual os autores preconizavam cortes seriados nos corpos de prova, com secções de aproximadamente 0,7mm de espessura e um desgaste na interface adesiva, realizada com pontas diamantadas. A utilização das mesmas poderia danificar a interface pela geração de vibrações em demasia ou incidência de forças laterais. A modificação realizada por Shono³⁹ *et al.* foi adotada neste trabalho, para a obtenção dos corpos de prova, os quais foram seccionados em dois sentidos, perpendiculares entre si, confeccionando as amostras em forma de palitos. Esta modificação elimina a realização dos desgastes da interface adesiva, portanto, menos tensões são geradas nesta região¹⁸.

Durante a preparação dos corpos de prova (palitos), os dentes foram seccionados de maneira a se obter uma área de secção retangular. Pois, considerando Phrukkanon³⁴ *et al.* não há diferenças significativas entre a forma da amostra, cilíndrica ou retangular, dentro do mesmo grupo testado. Contudo os valores obtidos para as amostras retangulares foram superiores do que as com forma cilíndrica, na qual apresentavam áreas maiores. Portanto, a opção pelas amostras na forma retangular foi adotada.

Dentro da composição química dos sistemas adesivos e forma de aplicação se encontram os solventes orgânicos, que podem ser: a água, o álcool e a acetona, em ordem crescente de volatilidade. O resultado obtido desta variação de composição e as características de penetração na dentina¹² podem influenciar no processo de adesão e acarretam diferentes resultados na força adesiva.

Os sistemas adesivos dentinários podem ser divididos em duas categorias quanto ao uso clínico, sendo a primeira categoria, aqueles que utilizam o ácido fosfórico, como os sistemas adesivos de frasco único, e na outra categoria, os sistemas adesivos autocondicionantes.

Em conformidade com as instruções do fabricante, o sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE, St Paul, MN, USA) deve ser aplicado em duas camadas de adesivo, como intervalos de cinco segundos entre cada aplicação, por ser um sistema adesivo composto de água (cerca

de 3 a 8% de água)³⁰ e possuir o álcool como solvente. Essa combinação facilita a penetração no interior do substrato³⁰.

Entre os adesivos autocondicionantes utilizados nesta pesquisa, não houve diferença estatística nos resultados. Os sistemas autocondicionantes eliminaram o condicionamento ácido do substrato, sendo que o líquido *primer* possui características ácidas diferentes entre os sistemas testados. Uma vez aplicado sobre o local, resulta na remoção parcial da *smear layer* e na desmineralização superficial do esmalte, formando uma zona híbrida, incorporada com a *smear layer*, sem que haja alteração da permeabilidade dentinária.

O sistema Clearfil SE Bond (Kuraray Dental, Osaka, Japão), de acordo com o fabricante, deve ser aplicado durante 20 segundos e um leve jato de ar deve ser usado para que o *primer* consiga penetrar e evaporar totalmente. Por ter álcool e água como solvente, a evaporação total só é conseguida com esse jato de ar, além de uma desmineralização adequada ser conseguida com a aplicação por 20 segundos.

O sistema adesivo Xeno III (Dentsply, Detrey, Konstanz, Alemanha), de acordo com o fabricante, tem menor poder de atuação sobre esmalte intacto e não preparado por brocas. Uma descoloração progressiva das margens de restaurações é observada quando as mesmas se estendem para além do esmalte preparado³².

Este mesmo sistema adesivo foi estatisticamente semelhante ao sistema Clearfil SE Bond (Kuraray Dental, Osaka, Japão) e estatisticamente diferente do sistema adesivo Adper Single Bond 2 (3M/ESPE, St Paul, MN, USA). Apesar de o próprio fabricante alertar para o fato de que descoloração marginal aparece em esmalte intacto com o tempo, os valores obtidos para este sistema adesivo se mostraram semelhantes ou do sistema adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray Dental, Osaka, Japão).

Finalmente, durante a realização desta pesquisa, surgiram algumas dificuldades. Entre elas, foi principalmente a perda de amostras de Grupo XE, podendo ter ocorrido devido às condições de armazenagem dos corpos de prova, da sensibilidade da técnica, ou da sensibilidade do sistema adesivo

em relação a máquina de corte utilizada. Neste grupo, em algumas amostras as restaurações se soltaram totalmente durante o corte; em outras, o corte era feito e quando os palitos iam ser retirados eles se rompiam. Porém, os resultados obtidos não se apresentaram muito diferentes dos apresentados por outros pesquisadores. O sistema adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray Dental, Osaka, Japão) em vários trabalhos se sobressai, e neste foi estatisticamente semelhante ao Adper Single Bond 2 (3M/ESPE, St Paul, MN, USA); que pode ser usado como padrão de ouro, substituindo o multi-passos nos testes de resistência adesiva¹².

7. CONCLUSÃO

7. Conclusão

Os resultados indicaram que a redução de passos clínicos, incorporando componentes ácidos mais fracos aos sistemas adesivos, pode resultar em menor resistência adesiva. Este efeito pode se mostrar mais evidente nos sistemas autocondicionantes de passo único.

REFERÊNCIAS

Referências

1. Anusavice KJ. **Phillips, Materiais Dentários**. Rio de Janeiro: Elsevier. 2005.
2. Armstrong GR, Boyer DB, Keller JC. Micro tensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. **Dent Mater**. 1998 Jan; 14(1): 44-50.
3. Arrais CAG, Giannini M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. **Pesqui Odontol Bras**. 2002; 16(2):115-120.
4. Atash R, Van den Abbeele A. Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an in vitro study on bovine primary teeth. **Int J Paediatr Dent**. 2005 Jul;15(4):264-73.
5. Baratieri LN et al. **Odontologia Restauradora – Fundamentos e Possibilidades**. São Paulo: Livraria Santos Editora. 2001.
6. Bowen, RL. Properties of silica-reinforced polymer for dental restorations. **J Am Dent Assoc**. 1963 Jan; 66(1): 57-64.
7. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. **J Dent Res**. 1955 Dec; 34(6):849-53.
8. Carvalho AP, Turbino ML. Analysis of the microtensile bond strength to enamel of two adhesive systems polymerized by halogen light or LED. **Braz Oral Res**. 2005 Oct-Dec; 19(4):307-11.
9. Çehreli ZC, Altay N. Effects of a Nonrinse Conditioner and 17% Ethylenediaminetetraacetic Acid on the Etch Pattern of Intact Human Permanent Enamel. **Angle Orthodon**. 2000; 70(1):22-27.

10. Çehreli ZC, Kecik D, Kocadereli I. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** 2005; 127: 573-9.
11. Craig RG, Powers JM. **Restorative Dental Materials.** Mosby, 2002.
12. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. **J Dent Res.** 2005; 84(2): 118-132.
13. El Araby AM, Talic YF. The Effect of Thermocycling on the Adhesion of Self-etching Adhesives on Dental Enamel and Dentin. **J Contemp Dent Practice.** 2007 Fevereiro; 8(2): 1-11.
14. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. 'No-bottle' vs 'multi-bottle' dentin adhesive – a microtensile bond strength and morphological study. **Dent Mater.** 2001; 17:373-380.
15. Fritz UB, Diedrich P, Finger WJ. Self-Etching Primers – An Alternative to the Conventional Acid Etch Technique? **J Orofac Orthop.** 2001; 62: 238-245.
16. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. **J Dent Res.** 1979 Apr; 58(4):1364-70.
17. Garcia-Godoy F, Perez R, Hubbard GW. Effect of prophylaxis pastes on shear bond strength. **J Clin Orthod.** 1991 Sep; 25(9):571-3.
18. Giannini M, Soares CJ, Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. **Dent Mater.** 2004; 20: 322-9.
19. Ibarra G, Vargas MA, Geurtsen W. Interfacial and surface characterization of two self-etching adhesive systems and a total-etch adhesive after bonding to ground and unground bovine enamel – a qualitative study. **Clin Oral Invest.** 2006 Nov; 10:331-341.

20. Kaaden C, Powers JM, Friedl KH, Schmalz G. Bond strength of self-etching adhesives to dental hard tissues. **Clin Oral Invest.** 2002; 6: 155-160.
21. Kandelman DP. Comments and questions on the use of pit-and-fissure sealants. **J Public Health Dent.** 1983 Summer; 43(3):240-2.
22. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. **J Dent.** 1999; 27:523–530.
23. Kwong SM, Cheung GSP, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and total-etching technique. **Dent Mater.** 2002 Fevereiro; 18: 359-369.
24. Miranda MS, Cal Neto JOAP, Barceleiro MO, Dias KRHC. SEM Evaluation of a Non-rinse Conditioner and a Self-etching Adhesive Regarding Enamel Penetration. **Op Dent.** 2006; 31(1):78-83.
25. Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. **Am J Dent.** 1998 Jun;11(3):118-22.
26. Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. [abstract] **Oper Dent.** 2000 Abril; 25(2): 75-80.
27. Nakabayashi N. [Bonding mechanism of resins and the tooth] **Kokubyo Gakkai Zasshi.** 1982; Jun: 49(2):410.
28. Nakabayashi N, Saimi Y. Bonding to Intact Dentin. **J Dent Res.** 1996 Set; 75(9):1706-1715.
29. Nakabayashi N, Pashley DH. **Hybridization of dental hard tissues.** Japão: Quintessence. 2000.

30. Nunes MF, Perdigão J, Castro PS, Cardoso PEC. Shear Bond Strength vs. Microtensile Bond Strength of three adhesive systems. [abstract] **J Dent Res.** 2000 Março; 79: 361.
31. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. **J Adhes Dent.** 1999 Winter; 1(4):299-309.
32. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. **Dent Mater.** 2001; 17:430-444.
33. Perdigão J, Gomes G, Lopes MM. Influence of conditioning time on enamel adhesion. **Quintessence Int.** 2006 Jan; 37(1):35-41.
34. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. **Dent Mater.** 1998 Junho; 14: 212-221.
35. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength – Evaluation of micro-tensile bond test. **Dent Mater.** 1994 Julho; 10(4): 236-40.
36. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PNR, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term Durability of Dentin Bonds Made with a Self-etching Primer, in vivo. **J Dent Res.** 1999 Abril; 78(4):906-911.
37. Shimada Y, Tagami J. Effects of Regional Enamel and Prism Orientation on Resin Bonding. **Oper Dent.** 2003; 28:20-27.
38. Shinichi MJ, Soma K, Nakabayashi N. The effect of phosphoric acid concentration on resin tag length and bond strength of a photo-cured resin to acid-etched enamel. **Dent Mater.** 2000 Sep; 16(5):324-9.

39. Shono Y, Ogawa T, Terashita M, Carvalho RM, Pashley EL, Pashley DH. Regional measurement of resin-dentin bonding as an array. **J Dent Res.** 1999 Fevereiro; 78(2): 699-705.
40. a Sundfeld RH, Oliveira CH, Silva AMJD, Briso ALF, Sundfeld MLMM. Resin Tag Length of One-Step and Self-Etching Adhesives bonded to unground enamel. **Bull Tokyo Dent Coll.** 2005 Outubro; 46(3):43-49.
41. b Sundfeld RH, Valentino TA, Alexandre RS, Briso ALF, Sundfeld MLMM. Hybrid layer thickness and resin tag length of a self-etching adhesive bonded to sound dentin. **J Dent.** 2005; 33: 675-681.
42. Tanumiharja M, Burrow MF, Tyas MJ. Microtensile bond strengths of seven dentin adhesive systems. **Dent Mater.** 2000; 16: 180-7.
43. a Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. **J Dent.** 2006; 34: 77-85.
44. b Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. **Dent Mater.** 2006; 22: 533-544.
45. Velo S, Carano A, Carano A. Self-etching vs. Traditional bonding systems in orthodontics: an in vitro study. **Orthod Craniofacial Res.** 2002; 5: 166-9.